Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. Dr. E. Fröhlich

Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit

Einfluß der manuellen Kraftübertragung auf das Messergebnis

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
ALBERT PFLOMM
aus Geislingen/Steige

1964

7811

Aus dem Zahnärztlichen Institut der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. Dr. E. Fröhlich

Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit

Einfluß der manuellen Kraftübertragung auf das Messergebnis

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
ALBERT PFLOMM
aus Geislingen/Steige

1964

Dekan: Prof. Dr. H. Harms

Referent: Prof. Dr. Dr. E. Fröhlich

Druck: Repro-Anstalt W. Betz Tübingen

Meinem Vater

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
I.	Einleitung und Problemstellung	1
II.	Methoden zur Zahnbeweglichkeitsmessung und deren kritische Betrachung	3
	1. Messmethoden	4
	2. Kritische Betrachung der bisherigen Messapparaturen hinsichtlich ihrer Messgenauigkeit und ihrer praktischen Anwendung	8
III.	Eigene Methodik: "Das Tübinger Messgerät"	13
	1. Der Kraftgeber	13
	2. Registriergerät und Wegaufnehmer	17
	A) Das Registriergerät	17
	B) Der Wegaufnehmer	18
	3. Mundeinsatz und Fixierungsvorrichtung des Wegaufnehmers	19
	4. Der Messtisch	20
	5. Der Messvorgang am Patienten	20
IV.	Eigene Untersuchungen	23
	1. Versuchsbedingungen und statistische Fehlerberechnungen	23
	2. Das Einhalten der Belastungszeit bei der Kraftübertragung aus der Hand	25
	3. Der Zusammenhang zwischen Belastungszeit und Zahnauslenkung	28
	4. Der Einfluss der Kraftrichtung auf die Auslenkung des Zahnes	32
	5. Der Einfluss des Ansatzpunktes von Wegaufnehmer und Kraftgeber auf das Messergebnis	36
	A) Die Auslenkung des Zahnes bei verändertem Ansatzpunkt des Wegaufnehmers	36
	B) Die Zahnbewegung bei verändertem Kraftansatzpunkt	40
V.	Diskussion der Ergebnisse	54
VI.	Zusammenfassung	57
VII.	Literaturverzeichnis	58

I. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Der Zahn ist in seinem Knochenfach durch einen Bandapparat, dem Periodontium, beweglich aufgehängt. Dieses bildet mit dem Zement, dem Alveolarknochen und der Schleimhaut eine funktionelle und biologische Einheit, das Parodontium.

Der Zahnhalteapparat überträgt den beim Kauakt auftretenden Druck von der Zahnkrone über die Zahnwurzel auf den Kiefer. Durch die Aufhängung des Zahnes in einem Fasersystem wird der Kaudruck in einen auf die Alveolenwand wirkenden Zug verwandelt. Der Bandapparat besteht aus kollagenen Faserbündeln, die in der Ruhelage leicht gewellt sind und sich erst bei der Beanspruchung strecken. Diese Fasern zeichnen sich durch hohe Zugfestigkeit aus. HÄUPL - LANG (11) errechneten bei einem Elastizitätsmodul von ca. 120 kg/mm^2, einer angenommenen Insertionsfläche von 200 mm^2 und einer Zugbeanspruchung von 100 kg eine Dehnung der Periodontalfasern von 0,001 mm.

Der Periodontalspalt weist nach Messungen von A. KLEIN (12) eine "Sanduhr-Gestalt" auf. Nach Untersuchungen von E. KELLER (24), COOLIDGE (4) und E. FRÖHLICH (8) hängt die Periodontalspaltbreite von der funktionellen Beanspruchung des Zahnes ab. Der funktionslose Zahn besitzt eine grössere Periodontalspaltbreite. Auch mit zunehmendem Alter, also mit der Dauer der funktionellen Beanspruchung, ist eine Verbreiterung verbunden.

Eine besondere Bedeutung hat das Gefässystem des Periodontalraumes. Knäuelbildungen, zirkuläre Kapillarkränze, sowie leitersprossenartige Kommunikationen einschliesslich des Lymphkapillarsystems schaffen um die Wurzel ein Flüssigkeitspolster, das die Wirkung einer hydraulischen Bremse aufweist.

Der Zahn besitzt infolge der syndesmotischen Verankerung in seinem Zahnfach eine gewisse physiologische Beweglichkeit, die abhängig ist vom Alter des Menschen und vom Funktionszustand des Parodontiums. Auch soll sie tageszeitlichen Schwankungen unterliegen (7). Die Grössenordnung liegt nach den Untersuchungen von H. R. MÜHLEMANN bei einer Belastung des Zahnes mit 1 000 p in horizontaler Richtung etwa zwischen 50×10^{-3} und 10×10^{-2} mm.

Bei pathologischen Veränderungen des Parodontiums erhöht sich die Beweglichkeit. Die Zahnlockerung ist eines der Kardinalsymptome der Zahnbetterkrankungen. Seit Jahrzehnten wird versucht, ihre Grösse metrisch zu erfassen um objektive Angaben über den funktionellen Zustand des Zahnhalteapparates zu erhalten.

Der Periodontometrie fällt nun die Aufgabe zu, kleinste Wegänderungen exakt zu erfassen. Die Voraussetzungen dazu sind infolge des kleinen Messobjektes, der begrenzten Zugänglichkeit der Mundhöhle, sowie der besonderen Verhältnisse am Lebenden, ungünstig. - Aufgabe dieser Arbeit ist, die im Tübinger Zahnärztlichen Institut entwickelte Messapparatur auf ihre Eignung zur Zahnbeweglichkeitsmessung zu untersuchen und zusammen mit K. LEHMANN (14) die möglichen Fehlerquellen und deren Einfluss auf das Messergebnis zu bestimmen.

II. METHODEN ZUR ZAHNBEWEGLICHKEITSMESSUNG UND DEREN KRITISCHE BETRACHTUNG

1. Messmethoden

Bei einer Belastung durch kippende Kräfte wird sich der in seinem Knochenfach aufgehängte Zahn im physikalischen Sinne wie ein zweiarmiger Hebel verhalten.

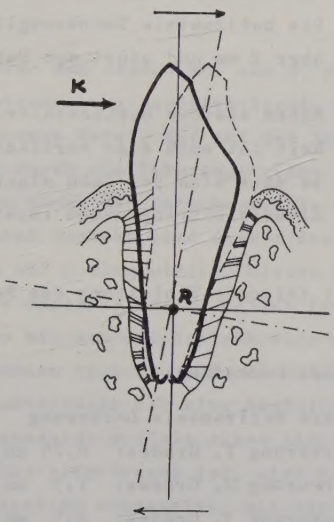

Abb. 1: Der Zahn während der horizontalen Belastung. Die Kraft aus oraler Richtung bewirkt eine Bewegung um eine Drehachse. R = Rotationsachse.

Die gebräuchlichste Methode, die Bewegung des Zahnes zu ermitteln, ist die Auslenkung mit der Hand und die Registrierung mit dem Auge. Der Nachteil dieser Methode liegt jedoch darin, dass sie subjektiv ist. Vergleichsangaben müssen aus diesem Grunde kritisch bewertet werden. Um für die Praxis Vergleichsmöglichkeiten zu schaffen, wurde der Versuch unternommen, die Zahnbewegung in verschiedene Grade einzuteilen.

a) W. WANNENMACHER (25) teilt die Zahnbeweglichkeit in folgende Grade ein:

I. Grad: Der Zahn ist in horizontaler Richtung beweglich, so dass die Ausschläge der Schneidekante oder der Höckerspitze etwa 1-2 mm betragen.

II. Grad: Die horizontale Zahnbeweglichkeit ist über 2 mm und stört den Patienten.

III. Grad: Neben starker horizontaler Beweglichkeit ist auch eine vertikale vorhanden, so dass sich der Zahn elastisch in seine Alveole hineinpressen lässt.

b) E. ELBRECHT (5) stellt folgende Einteilung der Zahnbeweglichkeit auf:

I. Fühlbare Lockerung

II. Messbare horizontale Lockerung
Lockerung 1. Grades: 0,75 mm
Lockerung 2. Grades: 1,5 mm
Lockerung 3. Grades: 2,5 mm

III. Horizontale und vertikale Lockerung.

Diese Einteilung liefert bei grösserer Zahnlockerung relativ genaue Angaben.

c) Das Schema der ARPA (Arbeitsgemeinschaft für Parodontoseforschung) unterscheidet:

I. Fühlbare Lockerung

II. Messbare Lockerung

III. Lockerung zwischen II. und IV. Grades

IV. Deutlich sichtbare Bewegung, die den Patienten stört.

V. Die Zähne sind durch Lippen- und Zungendruck beweglich. Hinzu kommt eine vertikale Zahnbeweglichkeit.

Alle drei Einteilungen geben nur grobe Anhaltspunkte, die keine exakten Angaben über die Zahnbeweglichkeit zulassen.

Im Jahre 1928 wurde zum ersten Mal von H. HEINROTH (9) eine Methode zur Zahnbeweglichkeitsmessung veröffentlicht. Sein "Mikroelastometer" besteht aus einem kurzen Hebel, der auf der Zahnoberfläche aufgesetzt wird. Er lässt sich durch ein Zahnradgetriebe sowie einem Kugelgelenk auf jeden beliebigen Punkt der Zahnoberfläche einstellen. Mit einem am Zeiger angebrachten Gewicht wird dieser durch Senkung des kurzen Hebels an der Skala auf 0 eingestellt. Kleine Differenzen sind leicht ausgleichbar, da die Skala selbst beweglich ist. Eine Wasserwaage gewährleistet zusammen mit dem Kugelgelenk eine stets gleichbleibende Einstellung der gesamten Apparatur. Durch Aufsetzen verschiedener Gewichte auf den Gewichtsträger ist eine Abstufung der Belastung möglich. Nachdem die Apparatur mittels eines Abdrucklöffels und Stentsmasse in die Mundhöhle eingebracht ist, wird der eigentliche Messapparat in das Kugelgelenk eingesetzt, mit der Wasserwaage ausgerichtet und sodann der kurze Gewichtshebel mit Hilfe des Zahnradgetriebes der Zahnoberfläche genähert, bis der Zeiger der Skala auf 0 steht. Nun wird auf dem Gewichtshebel das entsprechende Gewicht angebracht. Die Versuchszeit wird mit der Stoppuhr bestimmt. Ein Ausweichen des Zahnes um 1/100 mm wird infolge der gewählten Hebelanordnung als 1 mm Zeigerverschiebung sichtbar. Die Zeigerauslenkung wird auf einer Registriertrommel aufgezeichnet, die durch ein Uhrwerk bewegt wird.

1939 berichtet E. ELBRECHT (5) über eine neue Messapparatur zur Bestimmung der Zahnbeweglichkeit.
Gegenüber der Versuchsperson befindet sich auf einem Stativ befestigt, eine Messuhr. Diese besitzt einen verlängerten Tastbolzen, der an der Spitze mit einer Kerbe versehen ist. Der Kopf des Patienten wird in der Kopfstütze fixiert und die Messuhr senkrecht an dem zu messenden Zahn derart befestigt, dass die Schneidekante in die Kerbe zu liegen kommt. Der Zahn wird nun mit der Hand oder mit einem Instrument ausgelenkt. Der Tastbolzen überträgt die Auslenkung auf die Messuhr, die den Weg in 1/100 mm registriert.

1942 bediente sich V. WERNER (26) zur Messung der Zahnbewegung eines Oszillometers, einem Kraftgeber, an dessen Handgriff eine Spiralfeder drehbar angeordnet ist. Diese wird beim Messvorgang auf Druck beansprucht und die Kraft auf einer Skala angezeigt. Abgelesen wurde der Weg des Zahnes anhand eines Messtäbchens mit Millimetereinteilung, das durch eine Kofferdamklammer neben dem zu messenden Zahn fixiert wird. Es konnten nur labio-linguale Ausschläge der Zähne über 0,25 mm ausgewertet werden.

1947 entwickelte K. BEYELER und J. DREYFUS (2) eine Messapparatur auf elektro-mechanischem Prinzip. Mit Hilfe eines Vibrometers wird der Zahn in Schwingungen versetzt. Aus der Dämpfung der Schwingungen werden Schlüsse auf den Zustand des Parodontiums gezogen. Es wird also nicht die Zahnbeweglichkeit als solche, sondern die elastischen Eigenschaften des Verankerungsapparates gemessen.

E. ZWIRNER (27) geht 1949 erstmalig auf die elektronische Messtechnik über. Er führt mit Hilfe eines kapazitiven Messwertwandlers seine Messungen im Phantomversuch am isolierten Rattenkiefer durch und registriert die Bewegung des Zahnes dreidimensional. Am Zahn wird ein Metallblättchen befestigt, dem in den drei Ebenen des Raumes drei weitere gegenüberstehen und starr angebracht sind. Bei der Auslenkung des Zahnes treten an den so gebildeten Kondensatoren Kapazitätsänderungen auf. Diese werden verstärkt und auf die Ableitplatten eines Oszillographen geleitet. Der Leuchtschirm zeigt das Verhalten des Zahnes in stark vergrösserten Schwingungsfiguren an. Die auslenkende Kraft wird auf piezoelektrischem Wege gemessen.

Im gleichen Jahr veröffentlicht H. R. MÜHLEMANN (19) seine Messapparatur. Spezialabdrucklöffel, die mit Gips beschickt sind, fixieren eine Messuhr an der Zahnreihe. Der Taster dieser Uhr liegt dem zu messenden Zahn an, der mittels eines Dynamometers mit dosierbarer Kraft ausgelenkt wird. Der Weg des Zahnes wird auf der Messuhr in 1/100 mm abgelesen.

Im Jahre 1952 geben R. S. MANLY, A. YURKSTAS und J. B. RESWICK (16) ihre Messmethode an, die im Prinzip derjenigen von K. BEYELER und J. DREYFUS gleicht.

1952 erwähnt E. WANNENMACHER (25) in seinem Lehrbuch ein Messgerät nach Dr. Freese, das auf mechanischem Prinzip arbeitet und an den Zähnen befestigt wird. Eine Druckvorrichtung ist mit einer Skala versehen um die Auslenkung des Zahnes ablesen zu können. Nähere Angaben fehlen.

1956 beschreibt Cl. LUNDQUIST (15) eine elektromagnetische Messapparatur. Um den Kopf des Patienten in einer bestimmten Lage zu fixieren, beisst dieser in Acrylatschienen ein, die durch ein Stativ an einem Steintisch befestigt sind. Der Zahn wird zwischen Diamantkugeln an einem beweglichen Bolzen gefasst, über diesen belastet und seine Bewegungsbahn aufgenommen. Da Kopfbewegungen des Patienten die Messwerte verfälschen, ist ein Registriergerät zur Kontrolle an einem Nachbarzahn angebracht.

D. C. PICTON (21) gibt 1957 ein Messverfahren an, bei dem die Auslenkung des Zahnes durch einen Dehnungsmesstreifen in Verbindung mit einer Wheatstone'schen Brücke registriert wird. Genaueres war aus der Mitteilung nicht zu erfahren.

Die Messapparatur von G. I. PARFITT (20) (1960) arbeitet auf induktivem Prinzip. Die Seitenzähne des Oberkiefers sind scherenartig von zwei Bögen gefasst, die mit Acrylat unterfüttert sind. Sie sind gelenkig verbunden und können durch eine Schraube zusammengedrückt werden. Die Bewegung des Zahnes wird über eine Mess-Sonde aufgenommen, deren Lageänderung in zwei Induktionsspulen eine Spannung erzeugt, die verstärkt und registriert wird. Die Kraft, aus der Hand appliziert, wird ebenfalls nach diesem Prinzip aufgezeichnet. PARFITT erhält somit ein "Weg-Zeit-" sowie ein "Kraft-Weg-Diagramm" des Zahnes. Gemessen wurde mit dieser Apparatur lediglich die axiale Beweglichkeit eines einzigen Zahnes.

1962 veröffentlichen zuerst M. HOFMANN (10) und später K. H. KÖRBER (13) ihre Verfahren, die ebenfalls auf induktiver Basis beruhen. Im Gegensatz zu M. HOFMANN, dessen Methode Gegenstand dieser Arbeit ist, benutzt K. H. KÖRBER das berührungslose Messen, bei dem der Zahn nicht in direkter Verbindung mit dem Wegaufnehmer steht. Die Messapparatur ist durch eine Trägerschiene auf den Seitenzähnen fixiert. Die Bewegung des Zahnes wird von einem berührungslos arbeitenden elektronischen Wegaufnehmer erfasst. Die Aufzeichnung der Messwerte erfolgt entweder mit dem Oszillographen und einer Kamera, oder auf Registrierpapier. Über einen elektrischen Druckgeber wird der Zahn von Hand ausgelenkt.

2. Kritische Betrachtung der bisherigen Messapparaturen hinsichtlich ihrer Messgenauigkeit und ihrer praktischen Anwendung

Für eine exakte Messung scheidet die gebräuchlichste Methode, die Auslenkung mit der Hand und Registrierung mit dem Auge, aus, weil sie zu ungenau ist.

Die anderen Methoden der Zahnbeweglichkeitsmessung lassen sich nach ihrem Arbeitsprinzip in verschiedene Gruppen einteilen.

A. Vibrationsmethode

Der Zahn wird mit einem Vibrationsgerät in Schwingungen versetzt, die dann durch einen elektromagnetischen Aufnehmer registriert werden. Die Dämpfung der Schwingungen lässt Rückschlüsse auf den Zustand des Parodontiums zu. Mit dieser Methode wird nicht die Zahnbeweglichkeit als solche, sondern die elastischen Eigenschaften des Verankerungsapparates registriert. Ein Bezugspunkt, gegen den die Messungen durchgeführt wurden, ist von den Autoren nicht angegeben worden.

K. BEYELER u. J. DREYFUS (1947) (2) führten Phantomversuche und erste orientierende Messungen im Munde durch. Die Eignungsprüfung und die

Eichung des Gerätes wurde am Modell, an 4 Zapfen mit den Lockerungsgraden I bis IV erbracht. Es ergab sich eine Messgenauigkeit von ± 5 %. Von einer routinemässigen Anwendung der Messapparatur ist nichts bekannt.

Von R. S. MANLY, A. YURKSTAS und J. B. RESWICK (1951) (16) fehlen nähere Angaben über Fehlerquellen und eine routinemässige Anwendung des Gerätes am Patienten.

B. Metrische Methode

Bei dieser wird die Bewegung des Zahnes in Längeneinheiten angegeben. Ausser E. ELBRECHT und Cl. LUNDQUIST, deren Messbezugspunkt ausserhalb der Versuchsperson liegt, haben alle Vertreter dieser Methode ihre Messungen gegen die zu einem Block zusammengefassten Zahnreihen beider Kiefer ausgeführt. Ihre Vertreter sind:

H. HEINROTH (1928) (9). Das Messverfahren muss der Kleinheit der Zahnbewegung angepasst sein. Für eine exakte Registrierung der Zahnbeweglichkeit ist die Konstruktion und der Aufbau der Messapparatur zu grob. Auch muss eine sichere Fixierung des Elastometers mit Stentsaufbiss in Frage gestellt werden. Angaben über die routinemässige Anwendung und Fehlerquellen dieses Gerätes sind nicht vorhanden.

E. ELBRECHT (1939) (5): Zur Untersuchung bedient er sich einer Messuhr, wie sie auch in der Industrie verwendet wird. Die Apparatur weist folgende Nachteile auf:

1. Die Messuhr gibt nur Ausschläge über 0,7 mm an.
2. Sie ist extraoral auf einem Stativ befestigt.
3. Die auslenkende Kraft ist nicht dosierbar.

Ob dieses Gerät routinemässig angewandt und die Fehlerquellen untersucht wurden, ist aus der Veröffentlichung nicht zu entnehmen.

V. WERNER (1942) (26): Der Nachteil seiner Methode besteht darin, dass die Wegmessung mit einem Messtäbchen durchgeführt wird, das eine Millimetereinteilung aufweist. Es konnten nur Ausschläge über 0,25 mm gemessen werden.
Untersuchungen über Fehlerquellen und Angaben über routinemässige Anwendung der Messapparatur sind nicht vorhanden.

E. ZWIRNER (1951) (27): Mit seiner Messmethode führte er Phantomversuche am isolierten Rattenkiefer durch. Die Messgenauigkeit der Apparatur liegt bei 1 µ. Zu Routinemessungen am Menschen kann diese Methode nicht herangezogen werden. Ebenso liegen keine Untersuchungen über Fehlerquellen vor.

H. R. MÜHLEMANN (1951) (19): Seine Methode war bis heute die einzige, die praktsiche Bedeutung erlangt hat. Ihm verdanken wir wertvolle Untersuchungsergebnisse auf dem Gebiet der Parodontologie.

Für seine Messungen verwendet er eine Uhr mit einem Messbereich von $\pm$ 1,5 mm und einer Genauigkeit von 0,005 mm.

Als Nachteile dieser Methode müssen angeführt werden:

1. Messbar sind nur statische Endwerte.
2. Der Anfangswiderstand der Messuhr beträgt 10 p. Diese Kraft wird umso grösser, je weiter der Taster in die Uhr hineingedrückt wird und bei Mittelstellung ca. 35 p erreicht. Dies hat zur Folge, dass der Zahn vor der eigentlichen Belastung ausgelenkt ist und sich somit nicht in seiner Ruhelage befindet.
3. Das Ablesen der Messuhr kann nur nach einer bestimmten und stets gleich langen Einstellzeit des Uhrzeigers erfolgen.
4. Eine unterschiedliche Einstellung der Uhr auf den Zahn beeinflusst das Untersuchungsergebnis. Wird bei einer Zweitmessung die Ersteinstellung des Tasters um 1 mm überschritten, so kann ein Messfehler bis zu 2/100 mm entstehen.
5. Die Rückbewegung des Zahnes kann nach der Krafteinwirkung nur unvollständig und ungenau registriert werden.

Als Einziger hat H. R. MÜHLEMANN über Untersuchungen der Messgenauigkeit, der Fehlerquellen und über die routinemässige Anwendung seiner Messapparatur exakte Angaben gemacht. Er schreibt über die praktische Genauigkeit seiner Messmethode: "Die Zahnbewegung kann ohne grosse und (genau bekannte) Fehlerquellen bis zu einer Beweglichkeit von

T = 60 mm/100 (T = Totalausschlag) manuell bestimmt werden. Es empfiehlt sich, Vergleichsmessungen auf Grund mehrerer Einzelmessungen, unter Berücksichtigung der Bahnung, durchzuführen, ihre Differenzen statistisch zu bearbeiten, um die Signifikanz des Resultates im Vergleich mit den Urmessungen beurteilen zu können. Bei der Zahnbewegung über 60 mm/100 sollte die Zahnkrone nur mit genau dosierter Kraft bewegt werden. Wir haben uns einer Kraft von 500 gr. bedient. Am vorteilhaftesten wird die Z. B. sowohl mit der Maximalkraft als auch der dosierten Kraft durchgeführt."

Von W. WANNENMACHER (1952) (25), Cl. LUNDQUIST (1956) (15), D. C. PICTON (1957) (21) und G. J. PARFITT (1960) (20) fehlen in ihren Veröffentlichungen nähere Angaben über die Messgenauigkeit der Apparaturen.

K. H. KÖRBER (1962) (13): Die berührungslose Messmethode erfordert bei Zweitmessungen eine absolut gleichartige Einstellung des elektronischen Wegaufnehmers. Die Linearität des elektrischen Systems ist nur in einem sehr kleinen Messbereich gewährleistet. Untersuchungen über Fehlerquellen sind nicht bekannt. Angaben über eine routinemässige Verwendung fehlen.

M. HOFMANN (1962) (10): Der Nachweis der routinemässigen Anwendbarkeit und Untersuchungen über Fehlerquellen der Messapparatur sind Thema dieser Arbeit. Mit der gleichen Aufgabe beschäftigt sich auch K. LEHMANN (14).

Als Zusammenfassung zeigt die folgende Tabelle (Nr. 1) die Einteilung der bisher bekannten Zahnbeweglichkeitsmessmethode nach ihrem Konstruktionsprinzip.

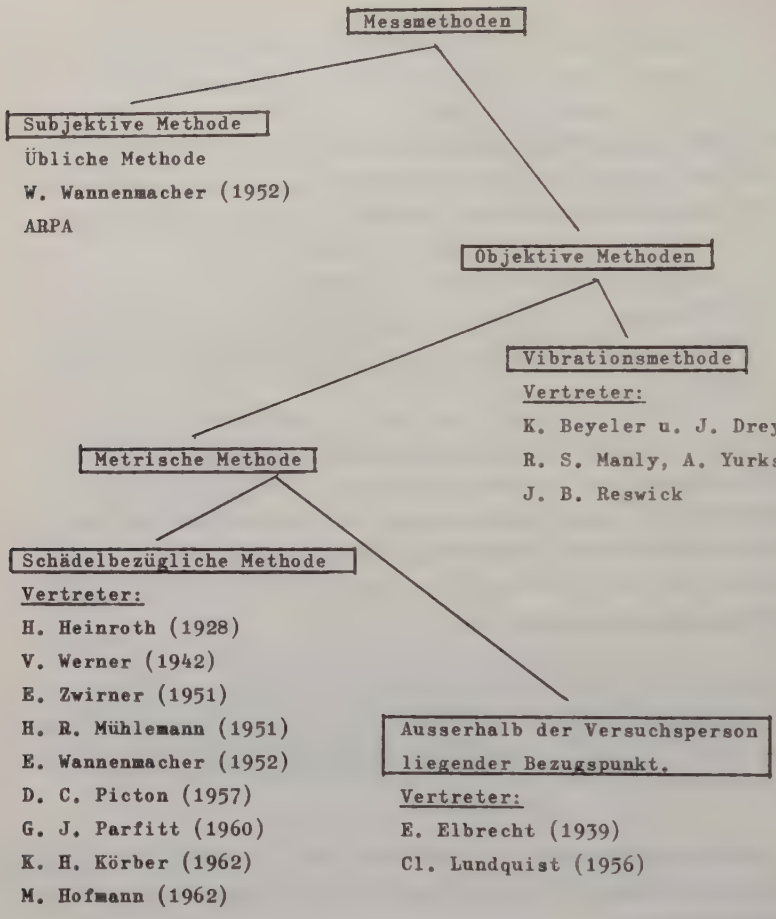

Tabelle Nr. 1: Einteilung der Zahnbeweglichkeitsmessmethoden nach ihrem Konstruktionsprinzip.

III. EIGENE METHODIK: "DAS TÜBINGER MESSGERÄT"

Im Tübinger Zahnärztlichen Institut wurde von M. HOFMANN ein Gerät entwickelt, das die Mängel der bisherigen Methoden nicht aufweist. An ein Messgerät zur Zahnbeweglichkeitsbestimmung müssen folgende Forderungen gestellt werden:

a) Eignung im Routinebetrieb
b) Hohe Messgenauigkeit
c) Reproduzierbarkeit der Untersuchungsergebnisse
d) Einfache Handhabung
e) Erfassung wenigstens sämtlicher Frontzähne.

Die von uns verwendete Messapparatur besteht aus:

1. Einem Kraftgeber, mit dem eine genau dosierte Kraft auf den Zahn ausgeübt wird.
2. Einem Registriergerät für die Aufzeichnung der Zahnbewegung, der Belastungszeit und der angewandten Kraft.
3. Einem Wegaufnehmer, der die Auslenkung des Zahnes erfasst.
4. Einer Fixierungs- und Einstellvorrichtung für den Wegaufnehmer.
5. Einem Messtisch zur Fixierung des Kopfes der Versuchsperson.

Die einzelnen Teile der Messapparatur sollen im folgenden beschrieben werden:

1. Der Kraftgeber

Er wird von Hand bedient und arbeitet nach dem Prinzip der Federwaage, wobei auf Druck oder Zug eine Spiralfeder komprimiert wird. Es entsteht so, je nach der Federstärke, eine dosierbare Kraftgrösse.

Der Kraftgeber setzt sich zusammen aus:

a) Zylinderschaft
b) Zylinderkopf
c) Zylinderkolben mit Messtab
d) Messtabkopf
e) zwei Spiralfedern
f) dem elektrischen System.

Die beiden Abbildungen (Abb. 2 und 3) zeigen den Kraftgeber und seinen schematischen Aufbau.

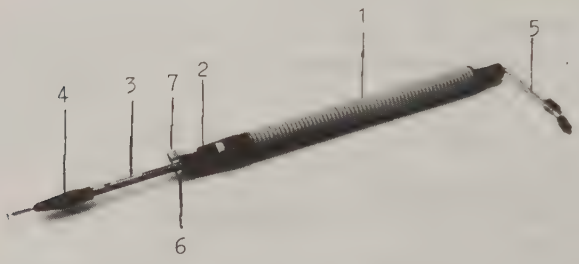

Abb. 2: Der Handkraftgeber und seine Bestandteile

1. Zylinderschaft
2. Zylinderkopf
3. Messtab
4. Messtabkopf
5. Elektrische Anschlüsse
6. Kontaktfeder
7. Arretierungsvorrichtung.

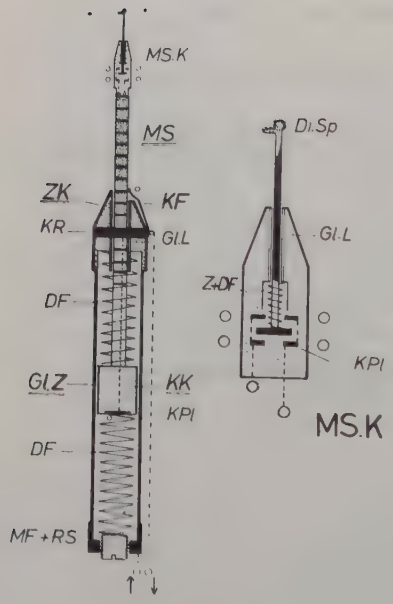

Abb. 3: Schematischer Aufbau des Kraftgebers

MSK	–	Messtabkopf
MS	–	Messtab
ZK	–	Zylinderkopf
KF	–	Kontaktfeder
KR	–	Kontaktring
Gl.L	–	Glaslager
DF	–	Druckfeder
Gl.Z	–	Glaszylinder
KK	–	Kunststoffkolben
KPl	–	Kontaktplatten
MF u. RS	–	Metallfassung mit Regulierungsschraube
Di.Sp	–	Diamantspitze
Z u. DF	–	Zug-Druck-Feder
↑	–	Stromeingang
↓	–	Stromausgang

Die Teile des Kraftgebers sollen hier im einzelnen beschrieben werden:

a) Der Zylinderschaft:
Er besteht aus einem Metallrohr, das innen von einer Glasröhre und aussen von einem Isoliermantel umgeben ist. Am hinteren Ende der Metallröhre ist ein Gewinde angebracht in dem eine durchbohrte Regulierschraube läuft. Der vordere Teil des Zylinderschaftes wird durch den Zylinderkopf gefasst.

b) Der Zylinderkopf:
Er ist aus Kunststoff hergestellt und enthält in seiner Längsachse eine Glasröhre, die als Führung für den Messtab dient. Ausserdem trägt er noch eine Kontaktspange die einen Stromkreis schliesst. Ihr gegenüber ist eine Arretierungsvorrichtung für den Messtab eingebaut.

c) Zylinderkolben und Messtab:
Den Zylinderkolben bildet ein mit Kunststoff gefüllter Metallring an dem vorne der Messtab angebracht ist. Beide sind aus Gründen der leichten Gängigkeit und Isolierung in einer Glasröhre geführt. Am hinteren Ende des Zylinderkolbens ist in den Kunststoff ein Metallblättchen eingelassen, das ein Bestandteil des elektrischen Systemes darstellt.
Der Messtab trägt Kontaktringe, die jeweils einer ganz bestimmten Kraftgrösse entsprechen.

d) Der Messtabkopf:
Er ist aus Kunststoff gefertigt. Der vordere Teil besteht aus einem beweglichen Stift, mit diamantierter Grundfläche von 2 mm^2, die ein Abgleiten des Kraftgebers von der Zahnkrone verhindert. Das Ende des Stiftes bildet ein Teller, der auf Druck oder Zug zwei voneinander getrennte Kontakte verbindet und somit einen Stromkreis schliesst. Die Lagerung des Stiftes erfolgt ebenfalls in Glas.

e) Das elektrische System:
Wird ein Zahn belastet, so wird die ausgeübte Kraft über einen elektrischen Kontaktmechanismus auf die Markierungsvorrichtung des Registriergerätes als kurzer Stromstoss übertragen. Diese

Vorrichtung besteht aus einem Relais, das bei Stromfluss eine Heiznadel gegen das Registrierpapier drückt und so eine Markierung aufzeichnet.
Ein Pol der elektrischen Schaltung führt vom Relais direkt zum Kraftgeber, der andere endigt in dessen Messtabkopf an zwei Kontaktpunkten. Hier ist der Stromkreis dann geschlossen, wenn der Stift des Messtabkopfes, der der Zahnkrone anliegt, sich beim Messvorgang auf Druck oder Zug bewegt und beide Kontaktpunkte kurzschliesst. In diesem Augenblick steht der gesamte Messtab unter Spannung (20 V.). Von der Kontaktfeder, die am Zylinderkopf angebracht ist, wird der Strom in dem Moment abgenommen und zum Signalgeber weitergeleitet, wenn die Feder über einen Kontaktring (Kraftmarke) schleift. Strom kann also nur dann fliessen, wenn der Kontakt im Messtabkopf hergestellt ist und die Kontaktfeder über eine Messmarke gleitet.

f) Die Druckfedern:
Der Haupteil des Kraftgebers besteht aus zwei Spiralfedern, von denen je eine entweder bei Druck oder Zug komprimiert wird. Sie befinden sich in der Glasröhre des Zylinderschaftes vor und hinter dem Messkolben und sind in kurzer Zeit auswechselbar. Bei unseren Messungen kamen Federn zur Anwendung mit einem Hub von 50 mm und einer Kraft von 200 und 500 p.

Gegenüber dem von H. R. MÜHLEMANN (19) verwendeten Dynamometer hat dieser Kraftgeber wesentliche Vorteile:

1. Die einzelnen Kraftmarken werden genau registriert. Die Beurteilung der Auslenkungskurve des Zahnes kann hiermit differenzierter erfolgen.

2. Die Zeitdauer der Krafteinwirkung ist genau bestimmbar.

3. Nach Erreichen der Endkraft kann diese relativ schnell durch einen Einrastmechanismus, der den Messtab sperrt und ein Zurückschnellen verhindert, vom Zahn genommen werden.

4. Die Kraftrichtung kann bei vergleichenden Messungen genauer eingehalten werden.

2. Registriergerät und Wegaufnehmer

A) Das Registriergerät

Es wurde wie der Wegaufnehmer, von der Firma Dr. Förster in Reutlingen hergestellt. Das Gerät ist 39 cm hoch, 54 cm lang und 22 cm breit, und enthält folgende Einzelteile:

1. Ein Zeigerinstrument.
2. Eine Schubvorrichtung für den Registrierstreifen.
3. Einen Umschalter für 6 Messbereiche, die von $\pm$ 300 µ bis $\pm$ 7,5 µ reichen. 1 mm auf dem Registrierstreifen entspricht je Messbereich einer Bewegung des Wegaufnehmers von 0,02 bis 0,0005 mm.
4. Eine Kraftmarkierung.
5. Einen Geschwindigkeitsregler für den Registrierbandvorschub. Die Geschwindigkeit kann in zwei Stufen eingestellt werden:
   Stufe 1: 25 mm/sec.
   Stufe 2: 50 mm/sec.
6. Einen Fernauslöser für den Registrierbandvorschub.
7. Eine Rückspulvorrichtung für das Registrierband.

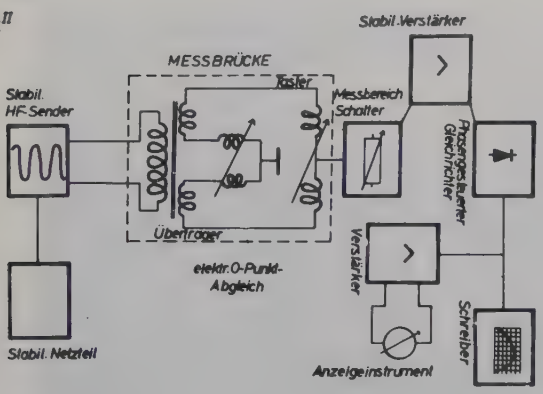

Abb. 4: Schaltskizze des Registriergerätes.

Der Wirkungsweise nach handelt es sich um einen stabilisierten Hochfrequenzsender, der eine Spannung auf eine Hochfrequenzmessbrücke abgibt, in deren Zweig der Wegaufnehmer geschaltet ist (Abb. 4).

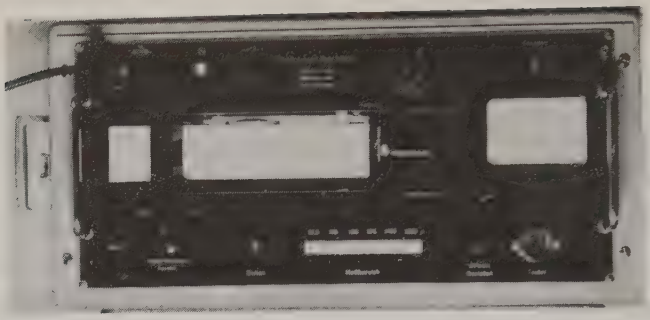

Abb. 5: Aufsicht auf das Registriergerät

B) Der Wegaufnehmer

Er hat die Grösse eines Bleistiftes. Am Vorderende sitzt die Tasterspitze auf einem beweglichen Bolzen, dessen Ende einen Hochfrequenzeisenkern bildet, der sich zwischen zwei Induktivitäten bewegt. Durch die Lageänderung des Tasters wird eine Spannung induziert, im Registriergerät verstärkt, gleichgerichtet, und auf den Schreiber gegeben.

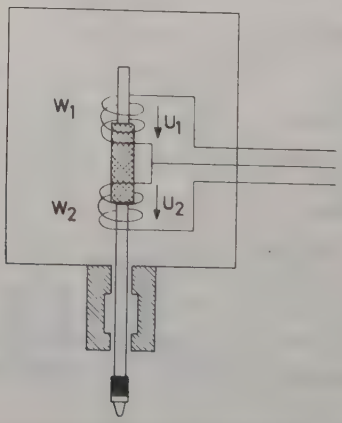

Abb. 6: Prinzipskizze des Wegaufnehmers.

3. Mundeinsatz und Fixierungsvorrichtung des Wegaufnehmers

Der Mundeinsatz dient dazu, den Wegaufnehmer am Gebiss zu fixieren. Die Zusammenfassung mehrerer Zahngruppen ergibt einen massiven unbeweglichen Block, gegen den die Auslenkung eines einzelnen Zahnes gemessen wird. Er stellt somit den Bezugspunkt jeder Messung dar.

Nach zahlreichen Versuchen mit Fixierungsapparaturen, die sich als unbrauchbar erwiesen, entwickelten wir folgende Haltevorrichtung für den Wegaufnehmer (Abb. 7): Zwei auf ihrer Rückseite zusammengelötete Speziallöffel umfassen beide Kiefer. Ein Löffel umgreift die ganze Zahnreihe, der andere nur die Seitenzähne des Gegenkiefers. An der vestibulären Seite der Löffel ziehen in Höhe der Mundwinkel zwei Schenkel nach aussen, an denen ein extraoraler Bügel befestigt ist. Dieser trägt die Arretierungsvorrichtung für den Wegaufnehmer, die in Verbindung mit einem Einstellschlitten das Einregulieren und Fixieren des Tasters auf den Zahn in allen Richtungen des Raumes ermöglicht.

Das Einsetzen der Fixierungsvorrichtung in den Mund erfolgt mit Kaltpolymerisat oder Gips. Routinemessungen werden mit Kaltpolymerisat durchgeführt, da diese Einbisse dann wieder verwendet werden können. Durch eine Skaleneinteilung, die auf dem Bügel angebracht ist, kann jede Einstellung des Wegaufnehmers reproduziert werden.

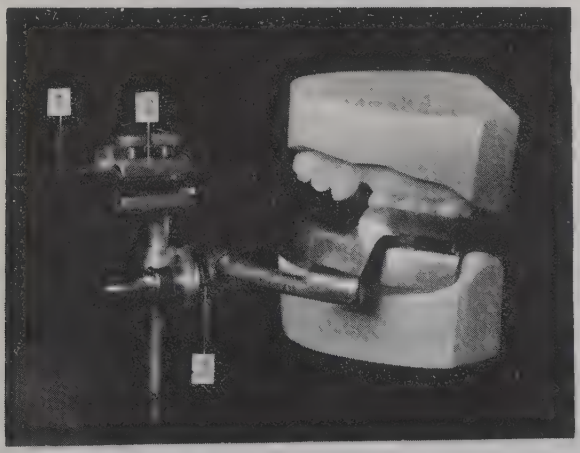

Abb. 7: Die Fixierungsvorrichtung mit dem Wegaufnehmer
1. Wegaufnehmer
2. Einstellschlitten
3. Arretierungsvorrichtung

4. Der Messtisch

Um bei länger dauernden Messungen den Kopf des Patienten zu entlasten, wurde ein ophthalmologischer Untersuchungstisch umgebaut (Abb.8). Während des Messvorganges stützt der Probant sein Kinn in einer Stütze ab, wobei ein um das Hinterhaupt gespanntes Gurtband grobe Kopfbewegungen verhindert. Der Messtisch und die Kinnstütze sind in der Höhe verstellbar.

Abb. 8: Der Messtisch

5. Der Messvorgang am Patienten

Der Messvorgang ist in der Arbeit von K. LEHMANN (14) ausführlich beschrieben. Hier sollen nur die wichtigsten Punkte erwähnt werden:

Das Registriergerät muss vor Beginn der Untersuchung etwa 10 min. lang aufgeheizt werden. Der mit Gips oder Kaltpolymerisat beschickte Mundeinsatz wird dem Probanten eingesetzt. Nach der rechtwinkligen Einstellung des Wegaufnehmers auf die Zahnkrone wird dieser mit Klebewachs 1 mm unterhalb der Schneidekante fixiert (Abb. 9).

Nach der Wahl des gewünschten Messbereichs und Festlegung des Zeigernullpunktes am Registriergerät erfolgt die Belastung mit dem Kraftgeber.

Abb. 9: Die Lage von Kraftgeber und Wegaufnehmer während des Messvorganges

Die erhaltene Auslenkungskurve des Zahnes bezeichnen wir als "Parodontogramm". Es stellt ein eindimenionales Weg-Zeit-Diagramm mit gesonderter Kraftmarkierung dar (Abb. 10).

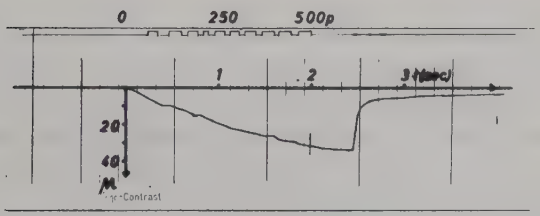

Abb. 10: Parodontogramm eines oberen mittleren Schneidezahnes.
(Nicht masstabgetreu).
Messtufe 5 (± 30 µ)
Abszisse: Belastungszeit in sec. (25 mm = 1 sec.)
Ordinate: Auslenkung des Zahnes in µ
Obere Abszisse: Kraft in Pont. Eine Zacke = 50 p.

Der Aufbau eines Parodontogramms sei an folgendem Beispiel (Abb. 10) erklärt: Es handelt sich dabei um einen oberen mittleren Schneidezahn bei einer Belastung in horizontaler Richtung. Die Empfindlichkeitsstufe des Registriergerätes ist auf $\pm$ 30 µ eingestellt, was bedeutet, dass 1 mm des Registrierpapiers 0,002 mm entspricht. Auf der Ordinate ist die Auslenkung des Zahnes in Millimeter (mm), auf der Abszisse die Zeit in Sekunden (sec.) angegeben. Je nach der Geschwindigkeit des Papiervorschubes entsprechen einer Sekunde 25 oder 50 mm.

Die gezackte Linie am oberen Rand des Diagramms stellt die Kraftmarkierung dar. Jede Zacke entspricht dabei 50 p. Im vorliegenden Fall wurde der Zahn mit 500 p in horizontaler Richtung belastet. Innerhalb von 2 Sekunden wurde diese Kraftgrösse erreicht. In dieser Zeit und bei dieser Kraft betrug die Auslenkung 30 µ.

IV. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

Eine Messmethode, die im klinischen Routinebetrieb angewandt werden soll, muss jederzeit reproduzierbare Ergebnisse liefern können. Eine exakte Aussage über den Zustand des Parodontiums oder eine Beurteilung über Erfolg oder Misserfolg einer Therapie ist sonst nicht möglich. Dies setzt jedoch voraus, dass einmal bei jeder Untersuchung die Versuchsbedingungen gleich gehalten werden können, zum andern müssen die möglichen Fehlerquellen bekannt sein. Gerade bei der Messung der Zahnbeweglichkeit ist dies von besonderer Bedeutung, will man in der Beurteilung der Messergebnisse keinem Irrtum unterliegen.

In der vorliegenden Arbeit soll der Einfluss verschiedener Faktoren auf die Grösse der Zahnbeweglichkeit untersucht werden. Dabei sind folgende Fragen zu klären:

a) Lässt sich bei der Kraftübertragung aus der Hand eine konstante Belastungszeit einhalten?

b) Ist die Auslenkung des Zahnes von der Belastungszeit abhängig?

c) Welchen Einfluss hat die Kraftrichtung auf die Zahnauslenkung?

d) Wird das Messergebnis durch einen unterschiedlichen Ansatzpunkt von Wegaufnehmer und Kraftgeber beeinflusst?

1. Versuchsbedingungen und statistische Fehlerberechnungen

Die verschiedenen Untersuchungen wurden an parodontal gesunden Frontzähnen des Oberkiefers durchgeführt. Um bei allen Messungen die gleichen Bedingungen zu haben, beschränkten wir uns in der Regel auf einen Zahn desselben Probanten. Die verschiedenen Messreihen bestanden jeweils aus 40 Einzelmessungen. Für die statistische Sicherung der Ergebnisse verwendeten wir den "t-Test".

Sind x_1, x_2, ... x_n die einzelnen Werte (allgemein x_1) dieser Messung, so ist ihr Mittelwert:

(1) MITTELWERT $\bar{x} = \frac{\sum x_i}{n}$

Hierbei bedeutet $\sum x_i$ = Summe der Einzelwerte
n = Anzahl der Messungen

Zur Beurteilung der Genauigkeit dieser Messungen wurde der "mittlere Fehler der Einzelmessung" ermittelt:

(2) MITTLERER FEHLER DER EINZELMESSUNG

$$sx = \pm \frac{\sqrt{\sum (\bar{x} - x_i)^2}}{n - 1}$$

Daraus wurde der "mittlere Fehler des Mittelwertes" bestimmt:

(3) MITTLERER FEHLER DES MITTELWERTES

$$s\bar{x} = \pm \frac{sx}{\sqrt{n}}$$

Zur Beurteilung, ob die Mittelwerte $\bar{x}_1$ und $\bar{x}_2$ zweier getrennter Messreihen sich von einander unterscheiden oder nicht, wurde der sogenannte "t-Test" angewandt:

Berechnung der Differenz der Mittelwerte (D):

(4) $D = \bar{x}_1 - \bar{x}_2$ und (5) $s_D = \sqrt{(s\bar{x}_1)^2 + (s\bar{x}_2)^2}$

Aus (4) und (5) wird die Grösse t gebildet:

$$t = \frac{D}{s_D}$$

t gehört zu einem System von $m = (n-1)$ Freiheitsgraden. Aus der dazugehörigen Tabelle wurde das für t und m gehörige P ermittelt, das ein Kriterium für die Übereinstimmung der in den beiden Messreihen gemessenen Grössen ist.

2. Das Einhalten der Belastungszeit bei der Kraftübertragung aus der Hand

Bei der Belastung des Zahnes wird die Spiralfeder im Kraftgeber zusammengedrückt. Dabei gleiten unter der Kontaktabnahmefeder die Kontaktringe des Messstabes hindurch, wobei jedesmal ein Stromkreis geschlossen und dadurch die jeweilige Kraftgrösse auf dem "Parodontogramm" registriert wird. Ist die Endkraft des Kraftgebers erreicht, arretiert eine Rastervorrichtung den Messtab. Auch dieser Moment wird auf dem Registrierpapier markiert.

Als "Belastungszeit" wird die Zeitdauer bezeichnet, in der der Messtab des Kraftgebers vom unbelasteten Zustand bis zur Endkraft in den Zylinderschaft hineingedrückt wird. Es steht dem Untersucher frei, diese Zeitdauer zu bestimmen. Für unsere Untersuchungen wählten wir eine Belastungszeit von 2 sec.

Die "synchrone Kraftübertragung" (linearer Kraftanstieg auf dem Parodontogramm) ist der Vorgang, bei dem das Hineindrücken des Messstabes in den Zylinderschaft von Kontaktring zu Kontaktring in der gleichen Zeiteinheit erfolgt. Für den Untersuchenden ist es schwierig, mit der Kraftübertragung aus der Hand einen linearen Kraftanstieg zu erreichen.

Der Papiervorschub des Registriergerätes wurde auf eine Geschwindigkeit von 25 mm/sec. eingestellt. Die Belastungszeit von 2 sec. entspricht also einem Vorschub von 50 mm. Sie kann durch die vom Kraftgeber ausgelösten Markierungen beim Beginn und Ende der Krafteinwirkung genau bestimmt werden.

In dieser Untersuchungsreihe wurden insgesamt 200 Einzelmessungen an den oberen Frontzähnen einer Versuchsperson mit folgender Messanordnung durchgeführt:

Lage des Kraftgebers: An der Schneidekante.

Lage des Wegaufnehmers: 1 mm unterhalb der Schneidekante.

Messergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass ein konstantes Einhalten der Belastungszeit bei der Kraftgebung von Hand nicht möglich ist. Nur in 20 % aller Messungen gelang es, eine Zeit von 2 sec. einzuhalten. 33,5 % der ermittelten Zeiten liegen unter, 46,5 % über 2 sec. Die Belastungszeiten variieren in einem Bereich von 1,72 - 2,4 sec.

In Tabelle Nr. 2 und Abbildung 11 sind die Einzelwerte zusammengefasst:

Belastungszeit in Sekunden	Anzahl der Messungen	Prozentuale Aufteilung
1,72	1	0,5 %
1,76	3	1,5 %
1,80	15	7,5 %
1,84	15	7,5 %
1,88	6	3,0 %
1,92	18	9,0 %
1,96	9	4,5 %
2,00	40	20,0 %
2,04	9	4,5 %
2,08	21	10,5 %
2,12	10	5,0 %
2,16	16	8,0 %
2,20	17	8,5 %
2,24	4	2,0 %
2,28	3	1,5 %
2,32	10	5,0 %
2,36	1	0,5 %
2,40	2	1,0 %

Tabelle Nr. 2: Die Aufteilung der Messungen bei dem Versuch eine Belastungszeit von 2 Sekunden einzuhalten. Gesamtzahl der Messungen: 200 Einzelmessungen.
1. Spalte: Die erreichte Belastungszeit in Sekunden.
2. Spalte: Die Anzahl der Messungen, die die jeweiligen Belastungszeiten der 1. Spalte aufweisen.
3. Spalte: Den prozentualen Anteil der einzelnen Messungen an den Gesamtmessungen.

Eine graphische Darstellung der Ergebnisse zeigt folgende Übersicht:

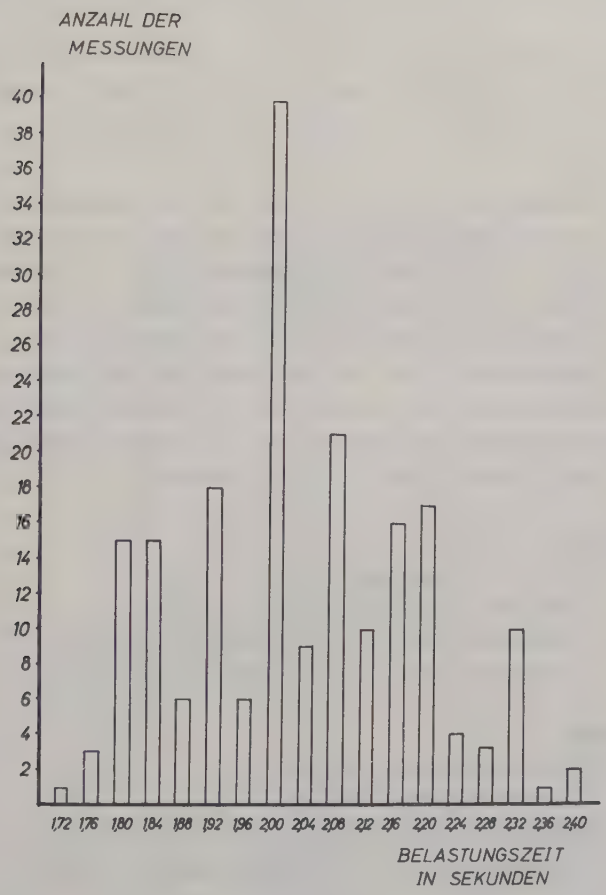

Abb. 11: Das Einhalten der Belastungszeit von 2 Sekunden bei der Kraftübertragung aus der Hand. Die Übersicht zeigt die Anzahl der Messungen (Ordinate) bei einer bestimmten Belastungszeit (Abszisse). Von 200 Messungen weisen 40 eine Belastungszeit von 2 Sekunden auf.

Zusammenfassung

Die Untersuchungen ergeben, dass ein Einhalten der Belastungszeit bei der Kraftgebung von Hand nicht möglich ist.

3. Der Zusammenhang zwischen Belastungszeit und Zahnauslenkung

Diese Untersuchungen sollen nachweisen, ob eine unterschiedliche Belastungszeit einen Einfluss hat auf die Auslenkung des Zahnes. Sie wurden mit einer Kraft von 150 und 500 p an einem oberen Eckzahn durchgeführt.

Bei der Auslenkung mit 150 p variieren die Belastungszeiten der Messungen (48 Einzelmessungen) in einer Breite von 0,5 und 1,25 sec. Die Ergebnisse sind in Tabelle 3 zusammengefasst. Sie zeigen, dass die Auslenkungen erheblich voneinander abweichen. Um die Unterschiede statistisch sichern zu können, wurden drei Gruppen zu fünf Einzelmessungen herangezogen. Bei der ersten und dritten Gruppe musste ein Mittelwert genommen werden, da eine genügend grosse Anzahl gleicher Belastungszeiten nicht zu erzielen war. Die statistische Auswertung mit Hilfe des t-Testes ergab folgende Ergebnisse:

1. Gruppe

Mittlere Belastungszeit: 0,56 sec.
Mittelwert von 5 Messungen: 10,4 µ
Mittlerer Fehler des Mittelwertes: ± 0,4 µ
Mittlerer Fehler der Einzelmessung: ± 0,9 µ

2. Gruppe

Belastungszeit: 0,8 sec.
Mittelwert von 5 Messungen: 12,8 µ
Mittlerer Fehler des Mittelwertes: ± 0,6 µ
Mittlerer Fehler der Einzelmessung: ± 1,3 µ

3. Gruppe

Mittlere Belastungszeit: 1,17 sec.
Mittelwert von 5 Messungen: 15,8 µ
Mittlerer Fehler des Mittelwertes: ± 0,7 µ
Mittlerer Fehler der Einzelmessung: ± 1,6 µ

Damit sind die Unterschiede der Auslenkungswerte zwischen den Gruppen 1, 2 und 3 nicht zufällig, sondern zwischen der Gruppe 1 und 3 mit 99,9 % ($t = 6,75$), zwischen der Gruppe 1 und 2, und 2 und 3 mit 99 % Wahrscheinlichkeit ($t = 3,33$ und $t = 3,26$) signifikant.

Belastungszeit-gruppen	Belastungszeit in Sekunden	Auslenkung des Zahnes in µ
	0,50	12
	0,55	10
1.	0,55	10
	0,60	10
	0,60	10
	0,60	10
	0,60	12
	0,65	10
	0,65	12
	0,65	9
	0,65	17
	0,70	14
	0,75	14
	0,75	12
	0,75	13
	0,75	13
	0,75	12
	0,75	10
	0,80	15
	0,80	15
2.	0,80	12
	0,80	13
	0,80	12
	0,85	12
	0,85	18
	0,85	10
	0,85	12
	0,90	14
	0,90	16
	0,90	9
	0,95	14
	0,95	14
	0,95	16
	0,95	15
	1,00	14
	1,00	18
	1,00	16
	1,00	20
	1,00	16
	1,00	14
	1,05	16
	1,05	15
	1,05	14
	1,10	17
	1,10	15
3.	1,15	15
	1,25	18
	1,25	14

Tabelle 3: Der Zusammenhang zwischen Belastungszeit und Auslenkung des Zahnes bei einer Kraft von 150 p.

Um die Frage zu klären, ob bei grösserer Krafteinwirkung die Belastungszeit sich ebenfalls auf die Zahnauslenkung auswirkt, haben wir unter denselben Versuchsbedingungen die Kraft auf 500 p erhöht. Die Belastungszeiten variieren zwischen 2 und 3 Sekunden. Die Ergebnisse der Messungen sind in Tabelle 4 zusammengefasst. Die statistische Auswertung zeigt folgende Ergebnisse:

1. Gruppe

Mittlere Belastungszeit: 2,14 sec.
Mittelwert von 5 Messungen: 32,6 µ
Mittlerer Fehler der Einzelmessung: ± 1,14 µ
Mittlerer Fehler des Mittelwertes: ± 0,5 µ

2. Gruppe

Belastungszeit: 2,45 sec.
Mittelwert von 5 Messungen: 31,8 µ
Mittlerer Fehler der Einzelmessung: ± 1,76 µ
Mittlerer Fehler des Mittelwertes: ± 0,78 µ

3. Gruppe

Mittlere Belastungszeit: 2,83 sec.
Mittelwert von 5 Messungen: 32,6 µ
Mittlerer Fehler der Einzelmessung: ± 1,14 µ
Mittlerer Fehler des Mittelwertes: ± 0,5 µ

Der t-Test der drei Gruppen mit unterschiedlicher mittlerer Belastungszeiten ergibt, dass die Differenz der Auslenkungswerte zwischen den einzelnen Gruppen rein zufällig ist und statistisch nicht gesichert werden kann. (t-Wert bei Gruppenvergleich 1 und 2: 0,89, bei Gruppe 1 und 3: t = 0 und bei 2 und 3: t = 0,89.)

Zusammenfassung

Um den Zusammenhang zwischen Belastungszeit und Auslenkung des Zahnes zu klären, wurden an einem Zahn 48 Messungen durchgeführt. Dabei konnte nachgewiesen werden, dass die Belastungszeit bei kleineren Kräften (150 p) die Auslenkungswerte wesentlich beeinflusst. Die Unterschiede der jeweils drei untersuchten Gruppen waren mit 99 % Wahrscheinlichkeit signifikant. Dagegen lassen sich die Differenzen bei einer Belastung mit 500 p statistisch nicht sichern.

Belastungszeit-gruppen	Belastungszeit in Sekunden	Auslenkung des Zahnes in µ
1.	2,00	32
	2,10	33
	2,15	33
	2,20	34
	2,25	31
2.	2,25	30
	2,25	32
	2,25	34
	2,25	30
	2,30	31
	2,35	32
	2,35	33
	2,35	32
	2,35	32
	2,35	31
	2,35	31
	2,35	32
	2,40	30
	2,40	30
	2,40	30
	2,40	30
	2,45	32
	2,45	38
	2,45	34
	2,45	30
	2,45	32
	2,45	30
	2,45	33
3.	2,50	30
	2,50	32
	2,55	30
	2,55	33
	2,55	31
	2,55	30
	2,60	33
	2,60	32
	2,65	34
	2,65	33
	2,70	33
	2,70	31
	2,70	30
	2,75	33
	2,75	32
	2,75	31
	2,75	33
	2,80	33
	2,85	34
	3,00	32

Tabelle 4: Der Zusammenhang zwischen Belastungszeit und Auslenkung des Zahnes bei einer Kraft von 500 p.

4. Der Einfluss der Kraftrichtung auf die Auslenkung des Zahnes

Um den Einfluss der Kraftrichtung auf das Messergebnis zu untersuchen, wurde ein separierter oberer Eckzahn in horizontaler Richtung aus verschiedenen Winkeln belastet.

Dazu wurde ein Winkelmesser in horizontaler Lage auf die Fixierungsapparatur des Wegaufnehmers derart angebracht, dass der Bezugspunkt seiner Gradeinteilung genau unter den zu messenden Zahn zu liegen kam. Die 0-Gradlinie des Winkelmessers bildet mit der Schneidekante des Zahnes einen Winkel von 90 Grad (Abb. 12).

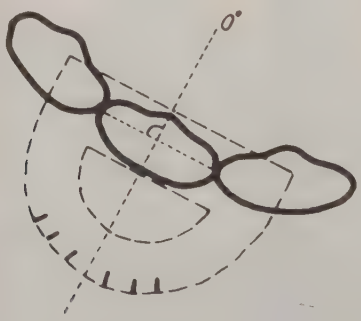

Abb. 12: Lage des Winkelmesssers zu dem zu messenden Zahn.

Der Winkel der Kraftapplikation kann an Hand dieser Anordnung genau abgelesen werden.

Der Kraftgeber sollte bei den Messungen mit der Längsachse des Zahnes möglichst einen Winkel von 90 Grad bilden.

Bei unseren Untersuchungen betrug die Kraftrichtung 0,10 und 20 Grad. Die Kraftapplikation aus einem Winkel von 30 Grad war aus folgenden Gründen nicht möglich:

a) Die Diamantspitze des Kraftgebers gleitet beim Überschreiten eines gewissen Winkels von der Zahnkrone ab.

b) Um das Haften der Diamantspitze zu erreichen, wird der Kraftgeber schräg gegen die Zahnkrone gedrückt. Daraus resultiert eine Kraftgrösse, die mit dem registrierten Wert auf dem Parodontogramm nicht übereinstimmt (Abb. 13).

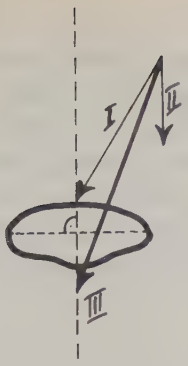

Abb. 13: Die Abbildung zeigt die Kraftapplikation als Parallelogramm der Kräfte. Der tatsächliche Druck des Kraftgebers (I) sowie derjenige mit dem dieser schräg auf die Zahnkrone gepresst wird (II), ergeben zusammen eine Kraft (III), die grösser ist als die die auf dem Parodontogramm registriert wird.

Der Wegaufnehmer liegt dem Zahn 1 mm unter der Schneidekante an. Er bildet mit der Längsachse der Zahnkrone einen Winkel von 90 Grad. Die Richtung des Wegaufnehmers entspricht der 0-Gradlinie des Winkelmessers.

Die Untersuchungen wurden an einem separierten Zahn durchgeführt. Stünde der Zahn auf Kontakt, so würden die Nachbarzähne die Messergebnisse verfälschen. Bei der Kraftapplikation aus einem Winkel nimmt der Zahn, der in der Kraftrichtung steht, einen Teil der genau definierten und auf dem Parodontogramm registrierten Kraft auf, die somit für den zu messenden Zahn verloren geht. Wie sich die Kraft in diesem Fall aufteilt, ist aus Abbildung 14 zu ersehen.

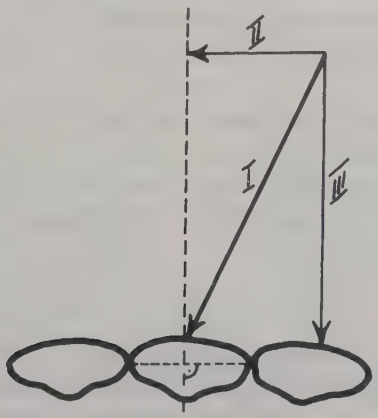

Abb. 14: Die auf den Zahn wirkenden Kräfte sind als Vektorengrössen dargestellt. Die applizierte Kraft (I) lässt sich nach dem Satz des Parallelogramms der Kräfte zerlegen in die Komponenten II und III. Die Kraftkomponente II geht an den Nachbarzahn verloren, der in der Kraftichtung steht. Allein die Kraftkomponente III lenkt den zu messenden Zahn aus. Aus der Abbildung ist ersichtlich, dass die Kraft III kleiner ist, als diejenige (I) die mit dem Kraftgeber ausgeübt wird.

Zur Ermittlung der Auslenkung bei verschiedenen Kraftrichtungen wurden bei 0^{o}, 10^{o} und 20^{o} je 40 Einzelmessungen mit einer Belastung von 500 p durchgeführt. Die Messergebnisse sind in Tabelle 5 zusammengefasst und zeigen, dass die Auslenkungen bei verschiedener Kraftrichtung erheblich differieren. Sie werden umso kleiner, je mehr die Kraft von der 0-Gradrichtung abweicht (0-Gradrichtung = Senkrechte zur Schneidekante, siehe Abbildung 12).

Die statistische Auswertung zeigt:

1. Auslenkung des Zahnes bei einer Belastungsrichtung von 0-Grad:
   Der Mittelwert von 40 Messungen beträgt 32 µ.
   Der mittlere Fehler der Einzelmessung: $\pm$ 1,75 µ.
   Der mittlere Fehler des Mittelwertes: $\pm$ 0,28 µ.

2. Auslenkung des Zahnes bei einer Belastungsrichtung von 10 Grad:
   Der Mittelwert von 40 Messungen beträgt 29 µ.
   Der mittlere Fehler der Einzelmessung: $\pm$ 2,15 µ.
   Der mittlere Fehler des Mittelwertes: $\pm$ 0,43 µ.

3. Auslenkung des Zahnes bei einer Belastungsrichtung von 20 Grad:
   Der Mittelwert von 40 Messungen beträgt 17 µ.
   Der mittlere Fehler der Einzelmessung: $\pm$ 2,7 µ.
   Der mittlere Fehler des Mittelwertes: $\pm$ 0,43 µ.

Die Differenz zwischen den Messereihen der einzelnen Belastungsrichtungen wurde wieder mit Hilfe des t-Testes nachgeprüft und ergab, dass sie bei 0 und 10 Grad, und 10 und 20 Grad mit 99,9 % Wahrscheinlichkeit signifikant ist. (t-Wert bei 0 und 10 Gradrichtung: 6,6; bei 10 und 20 Gradrichtung 22.)

Zusammenfassung

Die Grösse der Zahnauslenkung ist abhängig von der Kraftrichtung. Sie wird umso kleiner, je mehr die Kraft von der 0-Gradstellung (= Senkrechte zur Schneidekante) abweicht.

Bei auf Kontakt stehenden Zähnen wird sie noch geringer, da ein Teil der einwirkenden Kraft an den Nachbarzahn verloren geht.

Zahnauslenkung bei Kraftwinkel		
0° in µ	10° in µ	20° in µ
33	30	24
32	31	11
32	32	22
34	29	16
33	33	15
31	29	16
32	26	16
32	31	18
30	28	19
30	26	19
38	30	18
33	30	16
30	32	19
32	34	18
31	29	18
34	31	14
36	32	19
31	34	20
32	30	18
32	31	18
34	29	16
33	28	18
30	26	16
32	29	18
31	28	17
33	29	18
30	27	18
30	28	16
30	27	16
30	28	18
32	27	24
32	28	16
31	26	14
31	27	15
31	27	12
32	28	14
34	28	14
32	28	16
33	30	14
30	29	15

Tabelle 5: Zahnbewegung (µ) eines parodontal gesunden, separierten oberen Eckzahnes bei einer Kraftrichtung von 0°, 10° und 20°. Belastung: 500 p.

5. Der Einfluss des Ansatzpunktes von Wegaufnehmer und Kraftgeber auf das Messergebnis

In diesem Kapitel soll die Frage geklärt werden, ob ein unterschiedlicher Ansatzpunkt von Wegaufnehmer und Kraftgeber die Auslenkung des Zahnes beeinflusst. Die Untersuchungen umfassen zwei Teile. Im ersten wird die Lage des Wegaufnehmers, im zweiten der Ansatzpunkt der Kraft verändert.

A) Die Auslenkung des Zahnes bei verändertem Ansatzpunkt des Wegaufnehmers

Der horizontal belastete Zahn beschreibt einen Kreisbogen, dessen Mittelpunkt, als Drehpunkt bezeichnet, nach H. R. MÜHLEMANN (19) bei Kräften bis 500 p am apikalen Drittel der Wurzel liegen soll.

Wird nun der Wegaufnehmer in horizontaler Richtung verschieden auf die Zahnkrone eingestellt, müssen sich theoretisch die Messergebnisse bei konstanter Kraft verändern, da die Ansatzpunkte vom Drehpunkt des Zahnes nicht gleich weit entfernt sind. Dies soll eine kurze Berrechnung veranschaulichen. Die schematischen Verhältnisse zeigt die Abbildung 15.

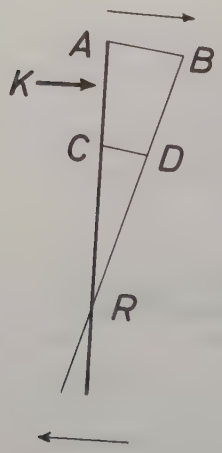

Abb. 15: Die Bewegung des ausgelenkten Zahnes im Schema

$\underline{R}$ = Drehpunkt des Zahnes
$\overline{AB}$ = Auslenkung des Zahnes bei Wegaufnehmeransatzpunkt in A
$\overline{CD}$ = Auslenkung des Zahnes bei Wegaufnehmeransatzpunkt in C
$\overline{AR}$ bzw. $\overline{CR}$ = Abstand der Ansatzpunkte A u. C vom Drehpunkt R
K = Konstanter Kraftansatzpunkt.

Die Zahnlänge betrage 25 mm, die Wurzellänge 15 mm. Der Drehpunkt liege 5 mm vom Apex entfernt. Der Ansatzpunkt A des Wegaufnehmers (an der Schneidekante anliegend) hat also einen Abstand vom Drehpunkt R von 20 mm ($\overline{AR}$ = 20 mm). Der Ansatzpunkt C (am Zahnhals anliegend) ist vom Drehpunkt 10 mm entfernt ($\overline{CR}$ = 10 mm). Bei der Belastung beschreiben die Punkte A und C um R einen Kreisbogen. Für kleine Winkel kann man näherungsweise die Bögen $\overset{\frown}{AB}$ und $\overset{\frown}{CD}$ als Strecken auffassen.

Nach dem Strahlensatz ergibt sich nun:

$$(1) \quad \frac{\overline{AB}}{\overline{CD}} = \frac{\overline{AR}}{\overline{CR}}$$

$$(2) \quad \overline{CD} = \frac{\overline{AB} \times \overline{CR}}{\overline{AR}}$$

$$(3) \quad \overline{CD} = \frac{\overline{AB} \times 10}{20}$$

$$(4) \quad \overline{CD} = \overline{AB} \times 0{,}5$$

Dies bedeutet, dass die Strecke $\overline{CD}$ um den Faktor 0,5 kleiner ist, als die Strecke $\overline{AB}$.

Wird also z. B. bei Wegaufnehmeransatzpunkt A eine Auslenkung des Zahnes von 30 µ ($\overline{AB}$ = 30 µ) gemessen und der Wert dann in die Gleichung (4) eingesetzt, so ergibt dies für $\overline{CD}$ = 30 µ x 0,5 = 15 µ.

Ergebnis: Die Differenz der beiden Strecken beträgt 15 µ.

Die folgenden Untersuchungen sollen nachweisen, ob sich die Messergebnisse bei verschiedenen Wegaufnehmeransatzpunkten signifikant unterscheiden. Dazu wurden zwei Messreihen zu je 40 Einzelmessungen an einem separierten oberen Eckzahn mit einer Kraft von 500 p durchgeführt. Bei konstanter Lage des Kraftgebers befindet sich der Wegaufnehmer in der ersten Messreihe 1 mm unter der Schneidekante, in der zweiten am Zahnhals.

Die Ergebnisse sind in Tabelle 6 zusammengefasst.

Lage des Kraftgebers:	Schneidekante	
Lage des Wegaufnehmers:	1 mm unter der Schneidekante	Zahnhals
Auslenkung des Zahnes in µ:	33	20
	32	22
	32	21
	34	22
	33	20
	31	20
	32	24
	32	24
	30	22
	30	21
	38	20
	33	20
	30	21
	32	20
	31	21
	34	20
	36	20
	31	20
	32	21
	32	22
	34	20
	33	21
	30	20
	32	20
	31	24
	33	23
	30	20
	30	23
	30	22
	30	23
	32	22
	32	24
	31	20
	31	23
	31	21
	32	22
	34	20
	32	20
	33	20
	30	20

Tabelle 6: Die Auslenkung (µ) eines parodontal gesunden oberen Eckzahnes bei verändertem Ansatzpunkt des Wegaufnehmers. Kraft: 500 p.

Die statistische Auswertung ergibt:

1. Die Auslenkung des Zahnes bei einem Ansatzpunkt des Wegaufnehmers 1 mm unter der Schneidekante

   Der Mittelwert der 40 Messungen beträgt: 32 µ.
   Der mittlere Fehler der Einzelmessung: ± 1,75 µ.
   Der mittlere Fehler des Mittelwertes: ± 0,2 µ.

2. Die Auslenkung bei einem Ansatzpunkt des Wegaufnehmers am Zahnhals

   Der Mittelwert der 40 Messungen beträgt: 21 µ.
   Der mittlere Fehler der Einzelmessung: ± 1,4 µ.
   Der mittlere Fehler des Mittelwertes: ± 0,2 µ.

Die Differenz der Auslenkungen ergibt somit 11 µ oder 35 %. Der t-Test zeigt, dass sich die beiden Messreihen mit einer Signifikanz von 99,9 % unterscheiden (t = 33).

Zusammenfassung

Wird die Lage des Wegaufnehmers gegenüber der Erstmessung (an der Schneidekante) in Richtung des Drehpunktes verändert (an den Zahnhals), so wird die Auslenkung des Zahnes signifikant kleiner. Berechnung und experimentelle Untersuchung stimmen überein.

B) Die Zahnbewegung bei verändertem Kraftansatzpunkt

Bei der Belastung des Zahnes hängt die Beweglichkeit, abgesehen von anderen Faktoren, von der Länge der Wurzel und von der Länge der klinischen Zahnkrone ab. Der Zahn verhält sich bei seiner Belastung, im physikalischen Sinn, wie ein zweiarmiger Hebel (Abb. 16).

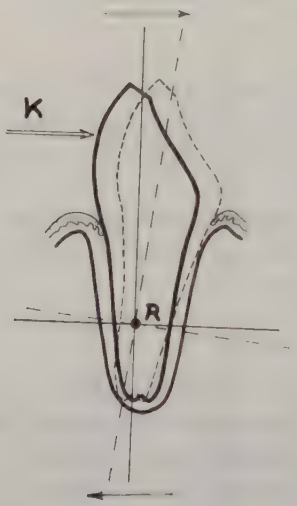

Abb. 16: Die Abbildung zeigt die Bewegungsbahn des ausgelenkten Zahnes. K = Kraft. R = Rotationszentrum.

In zwei Untersuchungsreihen zu je 40 Einzelmessungen wurde die Zahnbewegung in Abhängigkeit des Kraftansatzpunktes gemessen. In der ersten Messreihe befindet sich der Kraftgeber an der Schneidekante, in der zweiten am Zahnhals. Der Wegaufnehmer liegt konstant der Zahnkrone 1 mm unter der Schneidekante an. Die Messungen wurden mit einer Belastung von 500 p an einem separierten oberen Eckzahn durchgeführt. Die Messergebnisse sind in Tabelle 7 zusammengefasst:

Lage des Wegaufnehmers:	1 mm unter der Schneidekante	
Lage des Kraftgebers:	Schneidekante	Zahnhals
Auslenkung des Zahnes in µ	33	12
	32	14
	32	15
	34	13
	33	16
	31	16
	32	16
	32	17
	30	12
	30	14
	38	16
	33	16
	30	18
	32	15
	31	16
	34	16
	36	16
	31	16
	32	18
	34	16
	33	16
	30	16
	32	20
	31	16
	33	22
	30	22
	30	17
	30	26
	30	20
	32	18
	32	16
	31	16
	31	26
	31	20
	32	24
	34	18
	32	20
	33	18
	30	26

Tabelle 7: Die Auslenkung (µ) eines parodontal gesunden oberen Eckzahnes bei verändertem Kraftansatzpunkt. Belastung 500 p.

Die statistische Auswertung der Messergebnisse zeigt folgende Resultate:

1. Die Auslenkung des Zahnes bei einem Kraftansatz an der Schneidekante:

   Der Mittelwert von 40 Messungen beträgt 32 µ.
   Der mittlere Fehler der Einzelmessung: ± 1,75 µ.
   Der mittlere Fehler des Mittelwertes: ± 0,2 µ.

2. Die Auslenkung bei einem Kraftansatz am Zahnhals:

   Der Mittelwert von 40 Messungen beträgt 17 µ.
   Der mittlere Fehler der Einzelmessung: ± 3,5 µ.
   Der mittlere Fehler des Mittelwertes: ± 0,5 µ.

Die Differenz zwischen den beiden Messreihen wurde mit dem t-Test geprüft. Sie ist mit 99,9 % Wahrscheinlichkeit signifikant (t = 24).

An Hand von Berechnungen soll geklärt werden, warum die Auslenkung des Zahnes kleiner wird, wenn er statt an der Schneidekante am Zahnhals belastet wird. Diese Frage kann aber nur dann exakt beantwortet werden, wenn die genaue Lage des Drehpunktes bekannt ist.

An Hand von histologischen Untersuchungen, Berechnungen und Modellversuche, haben C. S. CASE (3), A. M. SCHWARZ (23), W. BAUER und F. I. LANG (1) nachgewiesen, dass sich der horizontal belastete Zahn wie ein zweiarmiger Hebel verhält.

Über die Lage des Drehpunktes bestehen noch uneinheitliche Ansichten. H. R. MÜHLEMANN (19) unterscheidet drei Rotationszentren:

a) Das physiologische, das sich an der Stelle der grössten Knochenruhe befindet, und nur histologisch bestimmt werden kann.

b) Das orthopädische und

d) das konstruierte Rotationszentrum. Es wird durch Messungen der Zahnbeweglichkeit an verschiedenen Stellen der Zahnkrone bestimmt.

Nach A. KLEIN (12) liegt der Drehpunkt zwischen Wurzelmitte und apikalem Drittel.

Unter der Voraussetzung, dass es sich um eine stabförmige Zahnwurzel handelt, befindet sich das Rotationszentrum nach C. S. CASE (3) und A. M. SCHWARZ (23) am Übergang vom mittleren zum apikalen Drittel. Nach W. BAUER und F. I. LANG (1) liegt es unterhalb der Wurzelmitte. Dabei wurde den Berechnungen eine keilförmige Wurzel zugrundegelegt. J. REICHENBORN-KJENNERUD (22) hat dieses Ergebnis auf Grund histologischer Untersuchungen bestätigt. Nach R. MARXKORS (17) ist die Lage des Drehpunktes abhängig vom Angriffspunkt der Kraft und von der Form der Wurzel. Er kann seine Lage zwischen Apex und einem Punkt geringfügig oberhalb der Wurzelmitte ändern. Je weiter der Angriffspunkt der Kraft vom Alveolenrand entfernt ist, umso mehr nähert sich der Drehpunkt der Wurzelmitte.

Eigene Berechnungen über die Lage des Drehpunktes wurden mit Hilfe von Begriffen und Formeln aus der Baustatik durchgeführt. Es sollten zwei Fragen geklärt werden:

1. Wo liegt der Drehpunkt des Zahnes bei einer Belastung an der Schneidekante?
2. Verändert sich die Lage, wenn die Kraft am Zahnhals angesetzt wird?

Die folgenden Berechnungen beziehen sich auf den Zahn, der zu den vorhergehenden Untersuchungen dieses Kapitels herangezogen wurde. Seine Ausmessungen wurden dem Röntgenbild entnommen und auf Abbildung 17 übertragen.

Vor der eigentlichen Berechnung ist es nötig, die dazu erforderlichen mathematischen Grössen und Gleichungen der Baustatik zu erläutern und diese dann auf die Zahnverhältnisse zu übertragen.

Im Prinzip entsprechen diese Verhältnisse in der Baustatik einem Pfeiler, der in einem Medium eingelassen ist und senkrecht zu seiner Längsachse belastet wird. Um der Form der Zahnwurzel möglichst gerecht zu werden, wird der Zahn nicht mit einem Stab, sondern mit kegelförmigen Körper verglichen.

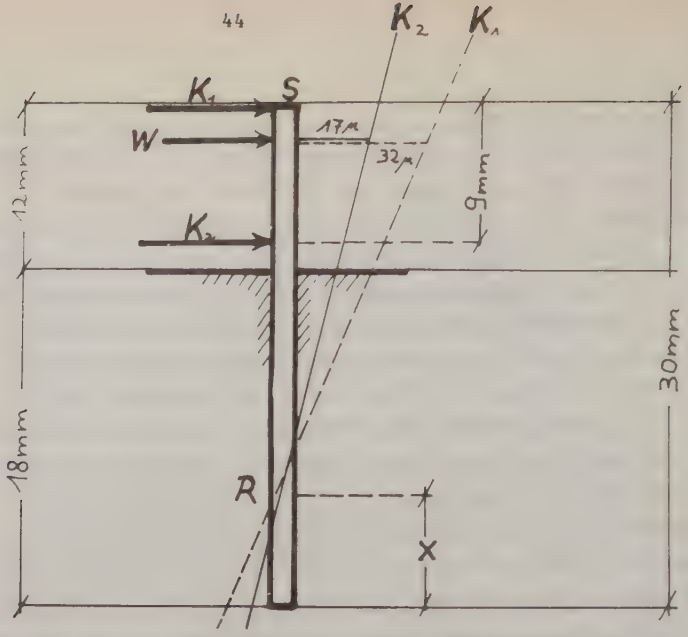

Abb. 17: Schematische Darstellung des gemessenen Zahnes. Die Daten sind dem Rö-Bild entnommen (Zahnlänge, Länge der Zahnkrone, Wurzellänge). Ausserdem ist die Messanordnung der Untersuchungen dieses Kapitels eingezeichnet:

W: Anlagepunkt des Wegaufnehmers 1 mm unter der Schneidekante
K_1: Kraftansatz an der Schneidekante
K_2: Kraftansatz am Zahnhals
32 µ: Auslenkung bei Kraftansatz an der Schneidekante (K_1)
17 µ: Auslenkung bei Kraftansatz am Zahnhals (K_2)
S: Schneidekante
R = Rotationsachse

Auf den Zahn soll ein Kraftstoss ($K \times \Delta t$) einwirken, dass er gerade ausgelenkt wird. Die auftretenden Spannungen, die einer Kippung entgegenwirken, sind mathematisch erfassbar. - Unter Spannung ist die Kraft zu verstehen, die der Auslenkung des Zahnes entgegengerichtet ist. - Bei der Belastung wirken diese Spannungskräfte immer senkrecht auf die Wurzeloberfläche (Siehe Abb. 18).

Greift man einen Kraftvektor heraus, so lässt sich dieser nach dem Parallelogrammsatz der Kräfte in zwei senkrecht aufeinanderstehende Komponenten zerlegen. Die eine ist der Kraft entgegengerichtet, die den Zahn auslenkt, die andere zeigt rechtwinklig dazu auf die Wurzeloberfläche. Gleich verfährt man mit der entsprechenden Kraft auf der gegenüberliegenden Wurzelseite. Die Komponenten beider Kräfte, die auf die Wurzeloberfläche zeigen, sind einander entgegengerichtet und gleich gross. Sie heben sich auf. Für die Berechnungen sind also nur die Kraftkomponenten von Bedeutung, die der auslenkenden Kraft entgegengerichtet sind (Abb. 18).

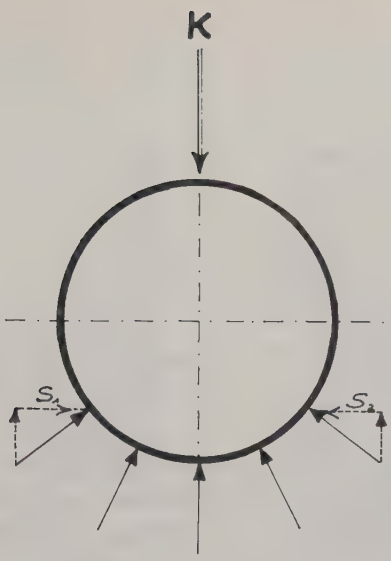

Abb. 18: Die Abbildung zeigt die auf den Zahn wirkenden Spannungen als Vektorengrössen. Sie lassen sich nach dem Satz des Parallelogramms der Kräfte in Komponenten zerlegen. S_1 u. S_2 sind gleich gross und einander entgegengerichtet. Sie heben sich auf.
K = belastende Kraft.

Setzt theoretisch die den Zahn auslenkende Kraft im Schwerpunkt der Einspannfläche an, so verteilt sich diese gleichmässig auf die ganze Fläche. Hierbei entspricht die "Einspannfläche" dem Teil des Zahnes der im Knochen verankert ist. Die auftretende Spannung (σ) wird nun:

$$\sigma = \frac{K}{F} \left(\frac{p}{mm^2}\right)$$

Diese Verhältnisse sind in Abb. 19 a und b dargestellt:

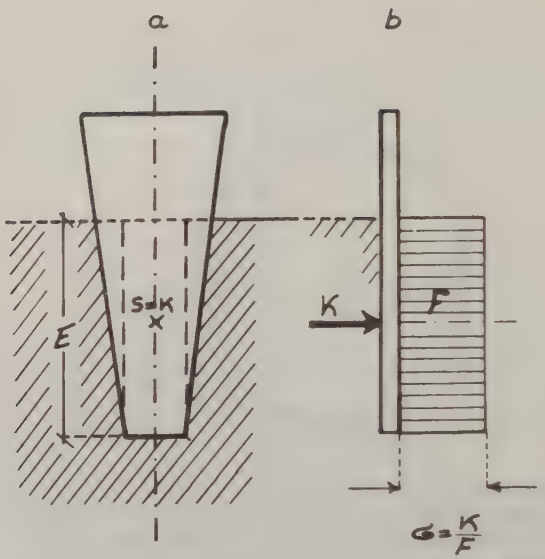

Abb. 19 a: Sizze eines im Knochen verankerten Zahnes
E = Einspannfläche
S = Schwerpunkt der Einspannfläche
K = Kraftansatzpunkt

b: Spannungsdiagramm bei Kraftansatz im Schwerpunkt der Einspannfläche
K = auslenkende Kraft
F = Spannungsfläche
= auftretende Spannung

Bei dem Kraftansatz im Schwerpunkt der Einspannfläche ist die auftretende Spannung überall gleich gross. Der Zahn führt keine Kippbewegung durch. Er behält seine senkrechte Lage bei, und verschiebt sich lediglich um einen kleinen Betrag in Kraftrichtung (Translation).

Wandert, wie in Abb. 20 gezeigt, die auslenkende Kraft um die Strecke e vom Schwerpunkt coronalwärts, so wirkt auf den Zahn ein sogenanntes "Versatz-Drehmoment", mit der Grösse: M = K x e. Dieser Belastungsfall ist in Abb. 21 dargestellt.

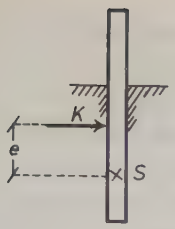

Abb. 20: Kraftansatz ausserhalb des Schwerpunktes im Abstand e
e = Stecke Schwerpunkt - Kraftansatzpunkt

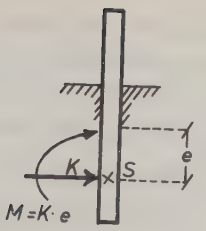

Abb. 21: Kraftansatz ausserhalb des Schwerpunktes. Auf den Zahn wirkt ein Drehmoment mit der Grösse M = K · e.

Dieses Moment bewirkt, dass die über und unter dem Schwerpunkt auftretenden Spannungen einander entgegengerichtet sind (siehe Abb. 22). Hierbei wird als Randspannung der Teil der Spannung bezeichnet, der vom Schwerpunkt der Einspannfläche am weitesten entfernt ist.

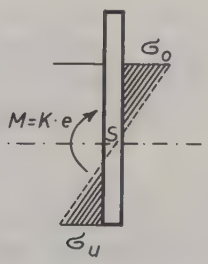

Abb. 22: Die Randspannungen ($\sigma_o + \sigma_u$) eines ausgelenkten Zahnes. Bei einem Kraftansatz über dem Schwerpunkt, sind die Randspannungen einander entgegengerichtet. Der Schwerpunkt fällt mit dem Spannungsnullpunkt zusammen.

Nach Abbildung 22 setzen sich die Randspannungen σ_o und σ_u, wie die Gleichungen I und II zeigen, aus den beiden Anteilen Kraft durch Fläche und Versatzdrehmoment dividiert durch das Widerstandsmoment zusammen.

$$\text{I: } \sigma_o = \frac{K}{F} + \frac{M}{W_o}$$

$$\text{II: } \sigma_u = \frac{K}{F} - \frac{M}{W_u}$$

Diese Gleichungen wurden einer Formelsammlung der Baustatik (6) entnommen. Den einzelnen Faktoren der Gleichungen entsprechen:

1. σ = die bei der Auslenkung auftretenden Randspannungen.
2. K = auslenkende Kraft (500 p).
3. F = Spannungsfläche.
4. M = K · e, entspricht dem auftretenden Drehmoment.
5. W_o bzw. W_u = massgebendes Widerstandsmoment für die Spannungen am oberen bzw. unteren Rand.

Zu Nr. 4: Um M bei bekannter Kraft K zu errechnen, ist e erforderlich (Abstand Kraftansatz - Schwerpunkt). Um e zu bestimmen, muss der Schwerpunkt der Einspannfläche ermittelt werden. Die dazu notwendigen Daten des Zahnes wurden dem Rö-Bild entnommen und sind auf Abb. 23 übertragen.

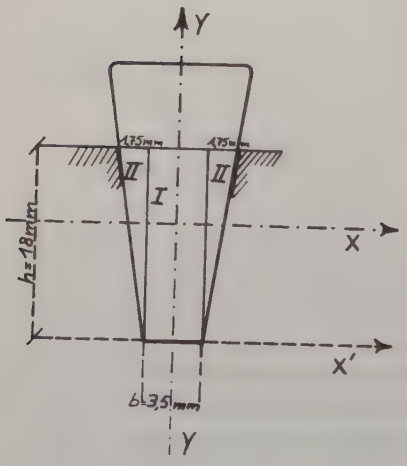

Abb. 23: Schematische Zeichnung des untersuchten Zahnes. Die Ausmessungen sind dem Rö-Bild entnommen. Die Einspannfläche ist einem Trapez angenähert und für die Berechnungen in ein Rechteck (I) und zwei Dreiecke (II) aufgeteilt.

y = Zahnlängsachse

x' = Senkrechte zur Zahnlängsachse durch den Apex

h = Wurzellänge

b = Breite der Wurzel am Apex.

Der Schwerpunkt der Einspannfläche liegt mit Sicherheit auf der Längsachse (in Abb. 23: y-Achse). Es muss somit nur sein Abstand vom Apex bestimmt werden (in Abb. 23: Abstand von der x-Achse). Für die Berechnung wird die Einspannfläche (schematisch trapezförmig) in ein Rechteck und zwei Dreiecke aufgeteilt und deren Eigenschwerpunkt ermittelt. Die Ergebnisse der Berechnungen sind in Tabelle 8 zusammengefasst:

	F	y	y x F
F_I	18 x 3,5 = 63,00 mm^2 F_I = 63 mm^2	18 x 0,5 = 9 mm y_I = 9 mm	9 x 63 = 567
2 x F_{II}	2 x 0,5 x 18 x 1,75 = 2 x F_{II} = 31,5 mm^2	18 x 0,66 = y_{II} = 12 mm	12 x 31,5 = 387,0
F	94,5 mm^2		945

Tabelle 8: Die Berechnung der Eigenschwerpunkte der drei Teilflächen F_I = Fläche des Rechtecks in mm^2, F_{II} = Fläche des Dreiecks in mm^2, F = Fläche des Trapezes, y_I = Abstand Apex - Schwerpunkt des Rechtecks, y_{II} = Abstand Apex - Schwerpunkt des Dreiecks.

Die Strecke Apex - Schwerpunkt der Gesamtfläche beträgt somit:

$$y = \frac{y_I \times F_I + 2 \times y_{II} \times F_{II}}{F_I + 2 \times F_{II}} = \frac{945}{94,5} = 10 \text{ mm}$$

Die Strecke Apex - Schwerpunkt der Einspannfläche beträgt 10 mm. Bei bekannter Länge des Zahnes (nach dem Rö-Bild 30 mm) und einem Kraftansatzpunkt (K_1) an der Schneidekante beträgt die Strecke e (Abstand Kraftansatzpunkt - Schwerpunkt der Einspannfläche) = 20 mm.

Bei einem Kraftansatz am Zahnhals (Abstand Schneidekante-Zahnhals: 9 mm) hat e eine Länge von 11 mm.

Zu 5: W = Widerstandsmoment

Das Widerstandsmoment ist definiert als das Trägheitsmoment der Einspannfläche, diffidiert durch den Abstand des am weitest entfernten Spannungsflächenrandes vom Schwerpunkt.

Um das Widerstandsmoment zu errechnen muss das Trägheitsmoment der Einspannfläche bestimmt werden:
Das Trägheitsmoment (J) der Einspannfläche bezogen auf die Schwereachse x – x' (siehe Abb. 23):

$$J = J'_I + F_I \cdot \Delta y_I^2 + 2\,(J'_{II} + F_{II} \cdot \Delta y_{II}^2)$$

J'_I bzw. J'_{II} = Eigenträgheitsmoment des Rechtecks bzw. des Dreiecks.

F_I bzw. F_{II} = Fläche des Rechtecks bzw. des Dreiecks.

Δy_I bzw. Δy_{II} = Abstand von Eigenschwerpunkt des Rechtecks bzw. des Dreiecks zum Schwerpunkt der Gesamtfläche.

h = Länge des Rechtecks bzw. des Dreiecks (in mm).

b bzw. b' = Breite des Rechtecks bzw. des Dreiecks (in mm).

$$J'_I = \frac{b \cdot h^3}{12} = \frac{3{,}5\,(\text{mm}) \cdot 18^3\,(\text{mm})}{12} = 1\,715\ \text{mm}^4$$

$$F_I \cdot \Delta y_I^2 = 63 \cdot 1{,}0^2 = 63\ \text{mm}^4$$

$$2 \cdot J'_{II} = \frac{b' \cdot h^3}{18} = \frac{3{,}5 \cdot 18^3}{18} = 1\,138\ \text{mm}^4$$

$$2 \cdot F_{II} \cdot \Delta y_{II}^2 = 31{,}5 \cdot 2{,}0^2 = 126\ \text{mm}^4$$

Gesamtträgheitsmoment J = 3 042 mm⁴

Mit bekanntem Trägheitsmoment lässt sich das Widerstandsmoment der Einspannfläche errechnen:

(1) $W_o = \frac{3042\ \text{mm}^4}{8\ \text{mm}} = 385\ \text{mm}^3$

(2) $W_u = \frac{3042\ \text{mm}^4}{10\ \text{mm}} = 304\ \text{mm}^3$

Die zur Berechnung notwendigen Gleichungen wurden einer statischen Formelsammlung entnommen (6).

Wie Abb. 24 zeigt, gibt die Verbindungsgerade von σ_o und σ_u im Spannungsdiagramm in jeder Höhenlage die auftretende Spannung an und schneidet die Zahnachse im Spannungsnullpunkt.

Wird der Zahn horizontal belastet, so wird das ihn "befestigende" Gewebe proportional den auftretenden Spannungen elastisch deformiert. (Hook'sches Gesetz.) Der Zahn dreht sich um den Spannungsnullpunkt (Drehpunkt).

Die Lage des Spannungsnullpunktes ist abhängig von folgenden Faktoren:

1. Der Lage des Schwerpunktes der Einspannfläche, also von der Form der Zahnwurzel.
2. Der Grösse des Faktors $\frac{M}{W}$ der angeführten Gleichung.
3. Dem Drehmoment M.

Berechnung des Drehpunktes bei einem Kraftansatz an der Schneidekante.

Nach dem bisher Gesagten kann an Hand der auftretenden Randspannungen der Drehpunkt des Zahnes bei einem Kraftansatz (500 p) an der Schneidekante bestimmt werden. Die Randspannungen betragen nach Gleichung I und II:

$$\sigma_o = \frac{K}{F} + \frac{M}{W_o} = \frac{500}{94,5} + \frac{500 \cdot 20}{385} = 31,3 \text{ p/mm}^2$$

$$\sigma_u = \frac{K}{F} - \frac{M}{W_u} = 5,3 \frac{- 500 \cdot 20}{304} = 5,3 - 32,8 = - 27,5 \text{ p/mm}^2$$

Die Länge der Zahnwurzel (Einspannfläche) beträgt nach dem Rö-Bild 18 mm (siehe Abb. 24). Nach dem Strahlensatz ergibt x (Abstand Drehachse - Apex):

$$\frac{x}{b} = \frac{\sigma_u}{\sigma_o + \sigma_u}$$

$$\frac{x}{18} = \frac{27,5}{58,8}$$

$$x = \frac{18 \cdot 27,5}{58,8} = 8,5 \text{ mm}$$

Wird für die Kraft K = 500 p eine andere Grösse in die obige Gleichung eingesetzt, so bleibt x immer gleich gross. Das bedeutet, dass die Lage des Drehpunktes unabhängig ist von der Kraftgrösse.

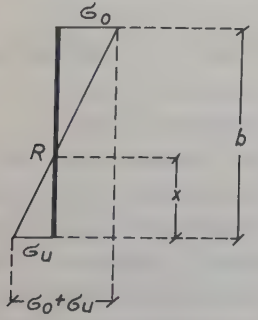

Abb. 24: Spannungsdiagramm der Einspannfläche (Zahnwurzel)

σ_o = auftretende Randspannung oberhalb des Drehpunktes (R) = 31,3 p/mm^2.

σ_u = auftretende Randspannung unterhalb des Drehpunktes = 27,5 p/mm^2.

R = Drehpunkt

b = Länge der Zahnwurzel, dem Rö-Bild entnommen = 18 mm.

x = Abstand Drehpunkt-Apex = 8,5 mm.

Ergebnis: Der Drehpunkt dieses Zahnes liegt bei einer Belastung an der Schneidekante 8,5 mm vom Apex entfernt.

Berechnung des Drehpunktes bei einem Kraftansatz am Zahnhals

Setzt man die Kraft K (500 p) am Zahnhals an (Abstand Schneidekante - Zahnhals = 9 mm), so lässt sich x wiederum nach der Gleichung I und II und dem Strahlensatz berechnen. Für σ_o und σ_u ergeben sich folgende Werte:

$$\sigma_o = \frac{K}{F} + \frac{M}{W_o} = \frac{500}{94,5} + \frac{500 \cdot 11}{385} = 5,3 + 14,3 = 19,6 \text{ p/mm}^2$$

$$\sigma_u = \frac{K}{F} - \frac{M}{W_u} = \frac{500}{94,5} - \frac{500 \cdot 11}{304} = 5,3 - 18,05 = -12,75 \text{ p/mm}^2$$

Der Strahlensatz ergibt für x (siehe Abb. 24):

$$\frac{x}{b} = \frac{\sigma_u}{\sigma_o + \sigma_u}$$

$$x = \frac{18 \cdot 12,75}{32,35} = 7,1 \text{ mm}$$

Ergebnis: Der Drehpunkt liegt 7,1 mm vom Apex coronalwärts.

Rückt man bei gleicher Belastung den Kraftansatzpunkt von der Schneidekante zum Zahnhals, so wandert der Drehpunkt dem Apex zu.

Fassen wir das bisher Gesagte zusammen:

1. Der Drehpunkt dieses Zahnes liegt bei einem Kraftansatz an der Schneidekante 8,5 mm vom Apex entfernt.
2. Bei einem Kraftansatz am Zahnhals beträgt der Abstand 7,1 mm.
3. Der Drehpunkt wandert in gleicher Richtung, wie der Kraftansatzpunkt (Verschiebung des Kraftansatzpunktes = 9 mm, des Drehpunktes = 1,4 mm).
4. Die Lage des Drehpunktes ist abhängig vom Kraftansatzpunkt, aber nicht von der Kraftgrösse. Diese Ergebnisse entsprechen den Berechnungen von R. MARXKORS (17).

Die Berechnungen des Drehpunktes ermöglichen es nun, die Frage zu beantworten, warum die Auslenkung des Zahnes kleiner wird, wenn die Kraft statt an der Schneidekante am Zahnhals angesetzt wird.

Die Messergebnisse der Untersuchungen über die Änderung des Kraftansatzpunktes von der Schneidekante zum Zahnhals zeigen, dass die Auslenkung des gemessenen Zahnes von 32 µ auf 17 µ zurückgeht. Wird die Kraft am Zahnhals angesetzt (Abstand Schneidekante - Zahnhals = 9 mm), wandert der errechnete Drehpunkt um 1,4 mm in Richtung des Apex. Obwohl sich die Lage des Kraftansatzpunktes und des Drehpunktes in gleicher Richtung verändert, wird bei einem Ansatzpunkt am Zahnhals nach dem Hebelgesetz der Kraftarm, und damit das auf den Zahn wirkende

Drehmoment kleiner. Infolge des kleineren Momentes werden, wie die Berechnungen zeigen, die auftretenden Spannungen geringer. Da sich nach dem Hook'schen Gesetz der belastete Zahn proportional zu den auftretenden Spannungen bewegt, wird die Auslenkung kleiner.

Wandert der Kraftansatzpunkt von der Schneidekante zum Zahnhals, so verändern sich bei dem untersuchten Zahn die Randspannungen nach obiger Berechnung von σ_o = 31,3 p/mm^2 auf σ_a = 19,6 p/mm^2, also im Verhältnis 1 : 0,6. Der Abstand vom Drehpunkt zum Wegaufnehmer (Abb. 17) verändert sich von 20 mm auf 21,4 mm, also im Verhältnis 1 : 1,07.

Die Messungen ergaben für einen Kraftansatzpunkt an der Schneidekante eine Auslenkung von 32 µ. Die Auslenkung des Zahnes bei einem Kraftansatz am Zahnhals ergibt sich rechnerisch aus: 32 µ x 0,6 x 1,07 = 20 µ.

Die gemessene Auslenkung beträgt 17 µ. Die Differenz (3 µ) zwischen theoretischer Berechnung und experimentellem Untersuchungsergebnis ist dadurch erklärbar, dass die Ausmessungen des Zahnes dem Rö-Bild entnommen sind, und dieses, selbst bei Paralleltechnik, die Dimensionen des Zahnes nicht exakt wiedergibt.

Im übrigen bestätigen die Berechnungen die Messergebnisse in der Hinsicht, dass die Auslenkung des Zahnes bei einem Kraftansatz am Zahnhals gegenüber einem Ansatz an der Schneidekante wesentlich geringer ist.

Zusammenfassung

Die Grösse der Zahnauslenkung ist abhängig vom Kraftansatzpunkt. Im Vergleich zu dem Ansatzpunkt an der Schneidekante ist die Auslenkung bei einem Ansatzpunkt am Zahnhals signifikant kleiner. Berechnungen bestätigen das Untersuchungsergebnis.

V. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Die Aufgabe der vorliegenden Arbeit besteht darin, die Eignung eines am Tübinger Zahnärztlichen Institut von M.HOFMANN entwickelten elektronischen Messgerätes zur Bestimmung der Zahnbeweglichkeit zu prüfen.

Bei der Periodontometrie ist es von ausschlaggebender Bedeutung, die Fehlerquellen der Apparatur und der Messmethode zu kennen. Fehlschlüsse aus den erhaltenen Messwerten werden dadurch vermieden.

Folgende Faktoren, die einen Einfluss auf das Messergebnis haben könnten, wurden untersucht:

1. Das Einhalten der Belastungszeit bei der Kraftübertragung aus der Hand.
2. Die Auslenkung des Zahnes und ihre Abhängigkeit von der Belastungszeit.
3. Der Einfluss der Kraftrichtung auf die Auslenkung des Zahnes.
4. Der Ansatz von Kraftgeber und Wegaufnehmer an der Zahnkrone und sein Einfluss auf das Messergebnis.

Im einzelnen ergaben sich folgende Ergebnisse:
Bei den Versuchen, mit der Handkraftgebung eine Belastungszeit von 2 sec. einzuhalten, hat sich gezeigt, dass von 200 Messungen 20 %, also 40 Messungen, die gewünschte Belastungszeit aufweisen. 33 % liegen unter, 46 % über 2 sec. Die Belastungszeit variiert in einer Breite von 1,72 und 2,40 sec.

Innerhalb dieser Belastungszeit sollte der Zahn möglichst synchron bis zur gewünschten Endkraft ausgelenkt werden. Eine konstante, also lineare Steigerung der Kraft in der Zeiteinheit ist mit dem von Hand bedienten Kraftgeber nicht durchzuführen. Die lineare Kraftsteigerung ist nur durch eine maschinelle Vorrichtung zu erreichen.

Theoretisch sollte eine uneinheitliche Belastungszeit einen Einfluss auf die Auslenkung des Zahnes haben. Die Untersuchungen wurden mit einer Belastung von 150 p und 500 p durchgeführt. Bei einer Kraft von 150 p hat die Belastungszeit, die zwischen 0,5 sec. und 1,2 sec. variiert, einen Einfluss auf die Auslenkung des Zahnes. Mit längerer Belastungszeit wird die Auslenkung signifikant grösser. Diese Tatsache lässt sich dadurch erklären, dass bei einer Belastung von 150 p das parodontale Fasergewebe noch keinen so starken Dehnungsgrad erfahren hat wie bei einer Belastung mit 500 p. Deshalb kann bei 150 p und längerer Belastungszeit noch eine gewisse Nachdehnung erfolgen.

Bei einer Kraft von 500 p besteht zwischen der Belastungszeit, die zwischen 2 und 3 sec. schwankt, und der Auslenkung des Zahnes kein Zusammenhang mehr. Da die Belastungszeit bei 200 Messungen in einer Breite von 0,7 sec. variiert, ist praktisch ein durch Belastungszeitschwankungen in dieser Breite hervorgerufener Messfehler bei vergleichenden Messungen auszuschliessen.

Bei Zahnbeweglichkeitsmessungen mit der Kraftgebung von Hand sollte somit der Zahn mit 500 p ausgelenkt werden.

Um den Einfluss der Kraftrichtung auf die Auslenkung des Zahnes zu untersuchen, wurden die Messungen an einem separierten Zahn durchgeführt um die Messergebnisse nicht durch die auf Kontakt stehenden Nachbarzähne zu verfälschen. Es zeigte sich, dass die Auslenkung bis zu einer Kraftrichtung von 20 Grad umso kleiner wird, je grösser dieser Winkel gewählt wird. Messungen mit Kraftrichtungen über 20 Grad wurden aus technischen Gründen, die die Messwerte verfälscht hätten, nicht durchgeführt.

Bei einer Kraftrichtung von 10 Grad nimmt die Auslenkung des untersuchten Zahnes um 9,3 % ab. Die Bewegung sinkt von 32 µ auf 29 µ ab. Der mittlere Fehler der Einzelmessung steigt von $\pm$ 1,75 µ auf 2,15 µ an. Diese Differenzen werden im Vergleich zu 0^{0}-Kraftrichtung bei einer Belastung aus einem Winkel von 20^{0} noch grösser. Hier nimmt die Auslenkung sogar um 48 % ab. Die Bewegung geht von 32 µ auf 17 µ zurück, der mittlere Fehler der Einzelmessung steigt von $\pm$ 1,75 µ auf $\pm$ 2,75 µ an.

Für vergleichende Messungen haben die Werte der 20^{0} Kraftrichtung praktisch keine Bedeutung, da es möglich sein sollte, bei der Zahnbeweglichkeitsmessung mit der Kraftgebung von Hand eine Richtung einzuhalten, die höchstens um $\pm$ 10^{0} schwankt. Messfehler bis zu 9 % sind dann allerdings nicht zu umgehen. Der bei einer Auslenkung von 30 µ auftretende Fehler von maximal 3 µ wäre damit ziemlich gross.

Von Bedeutung war es ebenfalls, den Einfluss des Ansatzpunktes von Wegaufnehmer und Kraftgeber auf das Messergebnis zu klären. Eine Lageänderung des Wegaufnehmers von einem Punkt 1 mm unter der Schneidekante an den Zahnhals, bewirkt eine Abnahme der Messwerte des untersuchten Zahnes um 35 %. Der Wert der Auslenkung sinkt von 32 µ auf 21 µ. Ebenfalls geht der mittlere Fehler der Einzelmessung von $\pm$ 1,75 µ auf $\pm$ 1,4 µ zurück.

Wird der Kraftgeber statt an der Schneidekante am Zahnhals angesetzt, so nimmt die Auslenkung des untersuchten Zahnes durch die Längenänderung des Kraftarmes um 48 % ab. Die Bewegung sinkt von 32 µ auf 17 µ. Der mittlere Fehler steigt von ± 1,75 µ auf ± 3,5 µ. Die Messgenauigkeit bei Kraftansatz an der Schneidekante ist somit grösser.

Anhand von Gleichungen und Formeln aus der Statik wurde die Lage des Drehpunktes eines horizontal belasteten Zahnes berechnet. Es ergaben sich folgende Resultate:

1. Die Lage des Drehpunktes ist abhängig von der Wurzelform und vom Kraftansatzpunkt, dagegen nicht von der Kraftgrösse.

2. Wird der Ansatzpunkt der Kraft von der Schneidekante an den Zahnhals gelegt, so wandert die Drehachse von einem Punkt geringfügig unterhalb der Wurzelmitte dem Apex zu, jedoch nicht um dieselbe Strecke.

Unsere Ergebnisse decken sich mit den Untersuchungen von R. MARXKORS (17), die er auch auf mathematischem Wege, jedoch mit einer anderen Methode, erzielt hat.

Nach H. R. MÜHLEMANN (19) soll die Lage des Drehpunktes sowohl vom Kraftansatzpunkt als auch von der Kraftgrösse abhängig sein. Er stellte ebenfalls bei einer Änderung des Kraftansatzpunktes von der Schneidekante zum Zahnhals eine Verlagerung des Drehpunktes nach apical fest. Die Abhängigkeit der Drehpunktslage von der Kraftgrösse lässt sich jedoch sowohl aus unseren Berechnungen als auch aus denen von R. MARXKORS nicht ableiten. Auch liegt den Erhebungen H. R. MÜHLEMANN'S eine Messapparatur zugrunde, die zu diesem Zweck zu ungenau ist.

Die Untersuchungen haben gezeigt, dass bei vergleichenden Messungen neben der konstanten Lage des Wegaufnehmers sowohl der Anlagepunkt als auch die Richtung der Kraftgebung immer gleichgehalten werden müssen, da sonst zum Teil sehr grosse Messfehler auftreten.

Auf Grund der Erfahrungen durch über 2 500 Messungen ist folgende Versuchsanordnung zu empfehlen:

Lage des Wegaufnehmers: 1 mm unter der Schneidekante.
Lage des Kraftgebers: An der Schneidekante.

Die eingehenden Untersuchungen haben gezeigt, dass dieses Gerät für eine exakte Zahnbeweglichkeitsmessung verwendbar ist.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der von M. HOFMANN angegebenen Apparatur zur Registrierung der Zahnbeweglichkeit. Durch Versuche soll der Nachweis für die Verwendbarkeit erbracht werden.

Es handelt sich um ein Gerät, das die Bewegungsbahn des Zahnes in Abhängigkeit der einwirkenden Kraft und der Belastungszeit in Form eines Weg-Zeit-Diagrammes mit gekoppelter Kraftmarkierung registriert. Die Apparatur weist eine Empfindlichkeit auf, die von 0,03 mm bis 0,0005 mm reicht.

Die Auslenkung des Zahnes wird gegen die zu einem Block zusammengefassten Zähne gemessen. Die Belastung des Zahnes erfolgt mit der Kraftgebung von Hand.

Folgende Ergebnisse wurden erzielt:

1. Bei 200 Messungen lässt sich eine Belastungszeit von genau 2 sec. mit dem Handkraftgeber in 40 Messungen einhalten. Die Belastungszeiten der 200 Messungen variieren in einer Breite von 1,72 sec. und 2,4 sec.

2. Bei einer auslenkenden Kraft von 150 p hat die Belastungszeit, die zwischen 0,5 sec. und 1,2 sec. variiert, einen Einfluss auf die Auslenkung des Zahnes. Mit längerer Belastungszeit wird die Auslenkung grösser.
   Bei einer Kraft von 500 p besteht zwischen der Belastungszeit, die zwischen 2 und 3 sec. variiert, und der Auslenkung des Zahnes kein Zusammenhang.

3. Bis zu einem Belastungswinkel von 20 Grad wird die Auslenkung eines freistehenden Zahnes umso kleiner, je grösser dieser Winkel gewählt wird. Die Differenz der Messreihen mit einem Belastungswinkel von 0,10 und 20 Grad ist statistisch gesichert. Sie weisen untereinander einen signifikanten Unterschied auf.

4. Die Auslenkung des untersuchten Zahnes wird signifikant kleiner, wenn die Kraft statt an der Schneidekante am Zahnhals angesetzt wird.

5. Ebenso werden die Messwerte signifikant kleiner, wenn der Wegaufnehmer der Zahnkrone statt 1 mm unter der Schneidekante am Zahnhals anliegt.

6. Bei vergleichenden Messungen ist es unbedingt erforderlich, Richtung und Lage von Wegaufnehmer und Kraftgeber konstant zu halten.

7. Die Lage der Drehachse des Zahnes ist abhängig von der Wurzelform und dem Angriffspunkt der Kraft, nicht aber von der Kraftgrösse. Die Drehachse wandert in derselben Richtung wie der Kraftansatz, jedoch nicht in gleichem Verhältnis.

VII. LITERATURVERZEICHNIS

(1) Bauer, W. und Lang F. J.: Über das Wandern der Zähne. Vjschr. Zahnheilk. 44/1928.

(2) Beyeler, K. und Dreyfus, J.: Prinzip einer elektro-dynamischen Apparatur zur Messung des Lockerungsgrades der Zähne. Parodontologie 1, 113, 1947.

(3) Case, C. S.: Zit. nach (A. M. Schwarz) aus "Lehrbuch der Gebissregelung". Verlag Urban & Schwarzenberg, Wien 1956.

(4) Coolidge: Zit. nach Fröhlich, E.: Entwicklung und Morphologie der Weichgewebe des Parodontiums. Dtsch. zahnärztl. Z. 4, 13 (1958).

(5) Elbrecht, E: Beitrag zur Bestimmung des Lockerungsgrades der Zähne. Paradentium 11, 138, 1939.

(6) Finter, A.: Statische Tabellensammlung, Werner-Verlag Düsseldorf, 1951.

(7) Franke G.und Lindemann, F.: Untersuchungen über das Zahnbeweglichkeitsmessgerät nach Mühlemann u. dessen Anwendung bei der Kontrolle der lokalen balneotherapeutischen Behandlung. Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 1137, 1957.

(8) Fröhlich, E.: Entwicklung und Morphologie der Weichgewebe des Parodontiums. Dtsch. zahnärztl. Z. 4, 13 (1958).

(9) Heinroth, H.: Klinische Untersuchungsmethoden. Fortschr. Zahnheilk. 4, 114, 1928.

(10) Hofmann, M.: Ein Gerät zur quantitativen und qualitativen Bestimmung der Bewegungsbahn des Zahnes. Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 721, (1962).

(11) Hofmann, M.: Zahnbeweglichkeits-Bestimmung und Analyse. Dtsch. zahnärztl. Z. 17, (1963).

(12) Klein, A.: Systematische Untersuchungen über die Periodontalspaltbreite. Z. Stomat. 4/1928.

(13) Körber, K. H.: Untersuchungen zur Biophysik des Parodontiums. Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 1585, 1962.

(14) Lehmann, K.: Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit. Fehlermöglichkeiten und praktische Anwendung. Med. Diss. 1964 Tübingen.

(15) Lundquist, Cl.: Objektiva parodontala registreringsmethoder. Elektromagnetisk bestämming av tandmobilitet. Odont. Revy 7, 9, 1956.

(16) Manly, R. S., Yurkstas, A., Reswick, J. B.: An Instrument for Measuring Tooth Mobility. J. Periodont. 22, 148, 1951.

(17) Marxkors, R.: Kräfte, die an der Zahnkrone angreifen. Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 19, 1962.

(18) Mathis, H.: Die sogenannte Parodontose. (1948) Verlag Urban & Schwarzenberg.

(19) Mühlemann, H. R.: Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 61, 1, 1951.

(20) Parfitt, G. J.: Measuremant of the Physiological Mobility of Individual Teeth in an Axial Direction. J. dent. Res. 39, 608, 1960.

(21) Picton, D. C.: A Method of Measuring Physiological Tooth Movement in Man. J. dent. Res. 36, 814, 1957.

(22) Reichborn-Kjennerud, J.: Funktionell-prothetische Behandlung und Prophylaxe der Zahnlockerung und der Dysgnathien. Verlag: Urban & Schwarzenberg München - Berlin 1956.

(23) Schwarz, A. M.: Mathematische Überprüfung des Verhaltens belasteter Zähne. Z. Stomat. 4, 1928.

(24) Schumacher, G.H.: Anatomie und Physiologie des Parodontiums. Dtsch. Stomat. 5, 12, 1962.

(25) Wannenmacher, Hofer, Reichenbach, Spreter von Kriedenstein: Lehrbuch der klinischen Zahnheilkunde, Band 2, 2. Aufl. Leipzig, Ambrosius Barth, 1952, S. 328.

(26) Werner, V.: Vergleichende Untersuchungen verschiedener Paradentosebehandlungen mittels einer neuen metrischen Methode. Paradentium, 14, 44, 1942.

(27) Zwirner, E.: Nachweis der Zahnbewegung im Tierversuch. Dtsch. zahnärztl. Z. 6, 39, 1951.

Zum Schluss der Arbeit erlaube ich mir, Herrn Prof. Dr. Dr. E. Fröhlich für die Überlassung des Themas, sowie Herrn Dr. M. Hofmann für seine Anleitung zu dieser Arbeit, herzlich zu danken.

Dem Institutsmechaniker, Herrn Bauer, danke ich für seine Unterstützung bei den technischen Arbeiten. Herrn Bauingenieur U. Kottmann sei für die Überprüfung der Berechnungen gedankt.

L E B E N S L A U F

Ich, Albert Pflomm, wurde am 5. 9. 39 als Sohn des Zahnarztes Dr. Albert Pflomm und seiner Ehefrau Emma-Luise, geb. Albeck, in Geislingen/Steige geboren.

Von 1946 bis 1950 besuchte ich die Grundschule in Geislingen/Steige. 1950 wechselte ich über in das Gymnasium Geislingen, wo ich 1959 die Reifeprüfung ablegte.

Im Sommersemester 1959 wurde ich zum Studium der Zahnheilkunde an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen immatrikuliert. Hier legte ich nach 5 Semestern die zahnärztliche Vorprüfung ab.

Mein gesamtes klinisches Studium absolvierte ich in Tübingen. Zahnärztliches Staatsexamen im Frühjahr 1964.